

UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Faculdade de Ciências e tecnologia

Departamento de Física



Modelo Geométrico de Correção da Medição de Fluxo Sanguíneo na Angiografia PC por RM em MAV's cerebrais

António Manuel Brigas Ricardo

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica

A presente dissertação foi preparada no âmbito de uma colaboração existente entre a Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa e a Clínica de Ressonância Magnética em Caselas

Orientador científico: Prof. Mário António Basto Forjaz Secca

Departamento de Física

Faculdade de Ciências e Tecnologia

Universidade Nova de Lisboa

CAPARICA

2010

*"I remember in the winter of our first experiments (...).
To see the world for a moment as something rich and
strange is the private reward of many a discovery.*

*But what can we learn from all this about the structure of
matter?"*

Edward Mills Purcell

Discurso do Prêmio Nobel da Física 1952

O estudo da presente dissertação foi realizado no âmbito das seguintes colaborações:

- Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL) para orientação da dissertação;
- Clínica de Ressonância Magnética – Caselas – para orientação científica;

Agradecimentos

Gostava de agradecer primeiramente ao grande espaço de aprendizagem e camaradagem que é a Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. Ao longo destes profícuos anos, ganha-se em sabedoria, mas também em amizade.

Uma palavra de agradecimento ao meu orientador Prof. Mário Secca que semeou a vontade de fazer crescer uma engenharia actual, multifacetada e promissora em Portugal que é a Biomédica. Um sinal de apreço também pela motivação e boa disposição ao longo da investigação e superação dos obstáculos ao longo desta tese.

Agradecer o espaço, que sem o qual não seria possível a realização deste trabalho: A Clínica de Ressonância Magnética em Caselas. Ao espaço e também às pessoas, em especial à Técnica Maria Cristina Menezes pelo sorriso, disponibilidade e cooperação.

À gentileza de ter tido a oportunidade de assistir a uma cirurgia de embolização pelo Dr. João Martins Pisco no Hospital Saint Louis, em Lisboa.

Um contributo valioso para a resolução de alguns dilemas matemáticos foi dado pelo Prof. Doutor Nuno Crato da Universidade Técnica de Lisboa a quem muito tenho que agradecer.

Um incomensurável abraço a todos os colegas e amigos de Engenharia Biomédica que demonstram o espírito engenheiro, mas sobretudo engenhoso, numa vontade e sede de aprender no que está para além dos livros e das letras.

Sobretudo aos que pertenceram ao meu ano, aos Impecáveis e aos professores com quem tive a oportunidade de conviver. Em especial, para o Tiago “Ovelha” Vaz, Pedro Carreira, Danny Martins, Iolanda Velho, Mariana Matos, Marco Pimentel, Miguel Gonçalves e Sara Pinto pelo ambiente animado e animoso que se gerou na nossa “casa” de trabalho.

Ao conjunto de todos os meus amigos e amigas, sem excepção.

Por que sem eles não estaria aqui, aos meus pais, irmãos e resto da família que ainda vão ter de me continuar a aturar para minha grande alegria.

Não fosse ela mesmo especial, pouparia a Virgínia que sempre soube dar aquele abraço para acalmar o meu desassossego e dar aquele pontapé para seguir em frente. A minha tágide!

E porque não agradecer ao Tejo que também foi mestre e professor...

António Ricardo

As malformações arteriovenosas (MAV's) cerebrais são conjuntos anormais de vasos sanguíneos, onde o sangue pode passar directamente das artérias nutrientes para as veias de drenagem sem passar pelos comuns capilares. Esta é uma das lesões no cérebro reconhecidas como origem de hemorragias e causa de morbilidade.

Uma das técnicas de tratamento das MAV's é a embolização, que consiste na obstrução de alguns, ou todos os vasos que alimentam as MAV's, pela colocação de uma gota de cola intravascular. Para determinar quais dos vasos nutrientes devem ser embolizados pode-se medir a pressão sanguínea através de cateteres, de modo a ter uma ideia do fluxo sanguíneo local.

No entanto, com a sequência *Phase Contrast* (PC) de Angiografia por Ressonância Magnética (ARM), poderá ser possível utilizar uma forma menos invasiva de medir o fluxo e a velocidade do fluido sanguíneo das várias artérias e saber assim quais destes vasos das MAV's apresentam maiores riscos de hemorragia. Na técnica corrente de PC, a velocidade medida depende do ângulo que o vaso faz com o plano de aquisição da imagem. Onde o valor correcto é dado com um plano definido perpendicularmente ao vaso de estudo. Com esta sequência, nos casos em que se pretende medir mais do que um vaso, como nas artérias nutrientes das MAV's cerebrais, o procedimento pode torna-se muito moroso. Contudo, poderá ser possível, numa única aquisição, medir as várias velocidades se forem conhecidos os ângulos correctos de todos os vasos das MAV's relativamente ao plano de aquisição.

Para o efeito, deduziu-se uma equação geométrica que, baseada nos ângulos medidos em duas imagens, coronal e sagital, reconstruídas de uma sequência 3D vascular, nos permite deduzir o ângulo correcto que cada vaso de interesse faz com o plano de aquisição PC e assim poder corrigir o valor do fluxo medido pela sequência PC para o seu valor real. Esta equação foi testada através de várias medições do fluxo na artéria basilar de um mesmo indivíduo, na qual é possível determinar facilmente a sua orientação e o seu fluxo, fazendo variar a inclinação dos vários planos de aquisição.

Os resultados obtidos produziram velocidades e fluxos consistentes que demonstraram a validade da equação, mostrando assim que pode ser possível aplicar esta sequência na medição dos fluxos nas várias artérias nutrientes de uma MAV numa única sequência de aquisição.

Palavras-chave: MAV's cerebrais, Angiografia por Ressonância Magnética, *Phase Contrast*, Medição Quantitativa do Fluxo Sanguíneo, Geometria dos Vasos

Cerebral arteriovenous malformations (AVM's) are abnormal blood vessels, where blood can pass directly from the nutritive arteries to the drainage veins without passing through the common capillaries. This is one of the lesions in the brain known as the cause of hemorrhage and morbidity.

One of the therapeutic treatments of AVM's is embolization, which is the blockage of some or all of the AVM's feeding arteries by using a drop of intravascular glue. To determine which nutritive arteries need to be embolized we can measure blood pressure through catheters in order to determine local blood flow.

However, with Magnetic Resonance Angiography (MRA) Phase Contrast (PC) it may be possible to measure less invasively flow and velocity of several arteries and determine which vessels represent the AVM's bigger risk of hemorrhage. In PC, the speed measured depends on the angle of the vessel, with the correct value of speed obtained for an acquisition plane is perpendicular to the vessel. With this technique, when you want to measure more than one vessel, as is the case with nutritive arteries of cerebral AVM's, the procedure can take a long time.

However, it may be possible in a single acquisition to measure multiple speed values if the angles of vessels of the AVM are known. For this purpose, a geometric equation was deduced, based on angles measured in two images, coronal and sagittal, reconstructed from a 3D vascular image, allowing us to obtain the correct angle for each vessel with respect to the acquisition plane and enabling us to correct the value of flow velocity from PC to their real values.

This equation was tested in several flow measurements in the basilar artery, where we can easily determine its orientation and measure its flow by varying the inclination of acquisition planes. The results obtained consistent flow velocity that demonstrated the validity of the equation, thus showing that it may be possible to apply this equation in flow measurements of AVM'S multiple nutritive arteries in a single acquisition sequence.

Keywords: Cerebral AVM's, Magnetic Resonance Angiography, Phase Contrast, Quantitative Measurement of the Blood Flow, Geometry of the Vessels

Lista de Acrônimos e Siglas

ACI – **A**rtéria **C**arótida **I**nterna
ACM – **A**rtéria **C**arótida **M**édia
ARM – **A**ngiografia por **R**essonância **M**agnética
AVC – **A**cidente **V**ascular **C**erebral
CE – *Contrast Enhanced* (Realce de Contraste)
DP – **D**ensidade **P**rotónica
ECE – **E**feito de *Corrente Eddy*
EVP – **E**feitos de **V**olume **P**arcial
FA – *Flip Angle* (Ângulo de Rotação)
FID – *Free Induction Decay* (Decaimento Livre de Indução)
FOV – *Field of View* (Campo de Visão)
GE – **G**radiente *Echo* (Eco de Gradiente)
IMR – **I**magem por **R**essonância **M**agnética
MAV – **M**alformação **A**rteriovenosa
NEX – **N**úmero de **E**xcitações
PC – *Phase Contrast* (Contraste de Fase)
PE – *Phase Encoding* (Codificação de Fase)
RF – **R**ádio-**F**requência
RMN – **R**essonância **M**agnética **N**uclear
ROI – *Region of Interest* (Área de Interesse)
SE – *Spin Echo* (Eco de Spin)
TC – **T**omografia **C**omputorizada
TE – **T**empo de **E**co
TI – **T**empo de **I**versão
TOF – *Time-of-Flight* (Tempo de Voo)
TR – **T**empo de **R**epetição
VENC – *Velocity Encoding* (Codificação de Velocidade)

Lista de Símbolos

T1 – Relaxação Longitudinal

T2 – Relaxação Transversal

T2* - Relação Transversal T2*

f – Volume de Fluxo

r – Raio Interno do Vaso

P – Pressão Intravascular

R – Resistência Vascular

ρ - Densidade do Fluido

v – Velocidade de Fluxo relativo ao Spin

A – Área Seccional do Vaso

Q – Fluxo Intravascular

Nr – Número de *Reynolds*

ω – Frequência de *Larmor*

γ - Razão Giromagnética

B₀ – Campo Magnético

Φ - Fase do Spin

| | |
|---|----|
| Introdução..... | 15 |
| Estado de arte..... | 16 |
| Conteúdos..... | 17 |
| 1. Organização Morfológica do Sistema Cardiovascular..... | 18 |
| 1.1 Anatomia do Sistema Vascular..... | 18 |
| 1.1.1 Sistema Arterial..... | 18 |
| 1.1.2 Sistema Venoso..... | 18 |
| 1.1.3 Estrutura dos Vasos..... | 18 |
| 1.2 Vascularização Encefálica..... | 19 |
| 1.2.1 Vascularização Arterial..... | 19 |
| 1.2.2 Vascularização Capilar..... | 20 |
| 1.2.3 Vascularização Venosa..... | 20 |
| 1.3 Anomalias Vasculares Congénitas..... | 21 |
| 1.3.1 Malformação Arteriovenosa Cerebral..... | 21 |
| 2. Organização Funcional do Sistema Cardiovascular..... | 22 |
| 2.1 Fundamentos de Hemodinâmica..... | 22 |
| 2.1.1 Equações Navier-Stokes..... | 23 |
| 2.1.2 Equação de Continuidade..... | 24 |
| 2.1.3 Equações Simplificadas..... | 24 |
| 2.1.4 Fluxo Estacionário num tubo rígido..... | 25 |
| 2.1.5 Pressão e Velocidade no Sistema Circulatório..... | 26 |
| 3. Angiografia de Intervenção Vascular..... | 28 |
| 3.1 Emboloterapia via cateterismo | 28 |
| 4. Angiografia de Diagnóstico Vascular..... | 29 |
| 4.1 Sistema de Medição via cateterismo..... | 29 |
| 4.2 Angiografia por Ressonância Magnética..... | 29 |
| 4.2.1 Princípios Físicos..... | 30 |
| 4.2.2 <i>Time-of-Flight</i> | 36 |
| 4.2.3 <i>Phase-Contrast</i> | 37 |
| 4.2.3.1 Medição Quantitativa de Fluxo..... | 37 |
| 4.2.3.2 Limitações da Medição..... | 40 |
| 4.2.3.3 Orientação do Plano de Aquisição..... | 42 |
| 5. Modelo Geométrico Angiográfico de Correção | 44 |
| 5.1 Ângulos de Euler..... | 44 |
| 5.2 Matrizes de Rotação..... | 45 |

| | | |
|-----|--|----|
| 5.3 | Configurações do Modelo | 47 |
| 6. | Dados Experimentais | 60 |
| 6.1 | Caso de Estudo | 60 |
| 6.2 | Protocolos e Parâmetros | 61 |
| 6.3 | Aquisição e Tratamento de Dados | 62 |
| 6.4 | Processamento de Dados | 65 |
| 6.5 | Softwares utilizados | 70 |
| 6.6 | Aplicações Clínicas do Modelo | 71 |
| 7. | Apresentação de Resultados | 72 |
| 8. | Discussão de Resultados | 79 |
| 9. | Conclusão | 82 |
| | Bibliografia | 84 |

| | |
|--|----|
| FIGURA 1.1 – SISTEMA CARDIOVASCULAR CIRCULATÓRIO [Obtida de. William Stewart Hoar, David J. Randall, Anthony Peter Farrell <i>The Cardiovascular System</i> Academic Press, (1992)]..... | 18 |
| FIGURA 1.2 – VASCULARIZAÇÃO ENCEFÁLICA ARTERIAL [Obtida de. Johannes Sobotta, Jochen Staubesand, Helmut Ferner, Walther J. Hild <i>Sobotta Atlas of Human Anatomy: Head, neck, upper extremities</i> ; 1983]..... | 20 |
| FIGURA 1.3 – MALFORMAÇÃO ARTERIOVENOSA [Adaptado de. George J. Hademenos, Tarik F. Massoud <i>The physics of cerebrovascular diseases: biophysical mechanisms of Development, Diagnosis and Therapy</i> ; 1998]..... | 21 |
| FIGURA 1.4 – MALFORMAÇÃO ARTERIOVENOSA ENCEFÁLICA [Obtida de. P. J. Vinken, G. W. Bruyn, James F. Toole, Harold L. Klawans <i>Vascular Diseases</i> Volume 3; 1989]..... | 21 |
| FIGURA 2.1 – VALORES MÁXIMOS E MÍNIMOS DA PRESSÃO VASCULAR [Obtida de. J. J. Pedroso de Lima <i>Biofísica Médica</i> , Universidade de Coimbra, IV – 513-514; 2003]..... | 26 |
| FIGURA 2.2 – VALORES DA VELOCIDADE E CAUDAL SANGUÍNEO EM FUNÇÃO DO TEMPO DURANTE O CICLO CARDÍACO [Obtida de. J. J. Pedroso de Lima <i>Biofísica Médica</i> , Universidade de Coimbra, IV – 513-514; 2003]..... | 27 |
| FIGURA 4.1 – SPINS NA AUSÊNCIA DE CAMPO MAGNÉTICO EXTERNO [Adaptado de. Charles P. Slichter <i>Principles of Magnetic Resonance</i> 1990]..... | 30 |
| FIGURA 4.2 – CONJUNTO DE NÚCLEOS DE HIDROGÊNIO DO CORPO HUMANO NA PRESENÇA DE UM CAMPO MAGNÉTICO (B_0) COM DUAS ORIENTAÇÕES (PARALELO E ANTIPARALELO) [Adaptado de. Charles P. Slichter <i>Principles of Magnetic Resonance</i> 1990]..... | 31 |
| FIGURA 4.3 – MECANISMO DE DESFASAGEM DOS SPINS COM CONSEQUENTE DECAIMENTO DO SINAL [Adaptado de. Charles P. Slichter <i>Principles of Magnetic Resonance</i> 1990]..... | 32 |
| FIGURA 4.4 – TEMPO DE RELAXAÇÃO T1 [Adaptado de. Ingolf P. Arlart, Georg M. Bongartz, Guy Marchal <i>Magnetic Resonance Angiography</i> 2002]..... | 32 |
| FIGURA 4.5 – TEMPO DE RELAXAÇÃO T2 [Adaptado de. Ingolf P. Arlart, Georg M. Bongartz, Guy Marchal <i>Magnetic Resonance Angiography</i> 2002]..... | 33 |
| FIGURA 4.6 – COMPARAÇÃO ENTRE AS IMAGENS DE RMN OBTIDAS ATRAVÉS DE CONTRASTE EM: A) DENSIDADE PROTÓNICA, B) T1 E C) T2 [Obtida de. J. C. Tamraz, C. Outin, M. Forjaz Secca, B. Soussi <i>MRI Principles of The Head, Skull Base and Spin: A Clinical Approach</i> ; Springer-Verlag; 2002]..... | 34 |
| FIGURA 4.7 – VASO COM UM FLOW VOID DEPOIS DA APLICAÇÃO DA SEQUÊNCIA DE PULSO [Adaptado de. Gerhard H. Mostbeck, Gary Caputo, Charles Higgins <i>MR Measurement of Blood Flow in Cardiovascular System</i> ; American Roentgen Ray Society AJR 159:453-461 1992]..... | 36 |
| FIGURA 4.8 – ANGIOGRAMAS OBTIDOS ATRAVÉS DA SEQUÊNCIA DE TOF [Obtida de. R. Edelman, S. Ahn, D. Chien, W. Li, A. Goldmann, M. Mantello, J. Kramer, J. Kleeffeld <i>Improved Time-of-Flight MR Angiography of the Brain with Magnetization Transfer Contrast</i> Radiology 184:395-399;1992]..... | 36 |

| | |
|--|----|
| FIGURA 4.9 – GRADIENTES BIPOLARES [Adaptado de. Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, Michael Galanski <i>Cardiovascular Flow Measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation</i> ; RadioGraphics 22:651-671 2002]..... | 37 |
| FIGURA 4.10 – ANGIOGRAMAS OBTIDOS ATRAVÉS DE PHASE CONTRAST [Obtidas de. Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, Michael Galanski <i>Cardiovascular Flow Measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation</i> ; RadioGraphics 22:651-671 2002]..... | 38 |
| Figura 4.11 – V_{ENC} ACIMA DA VELOCIDADE ESPERADA (SOBRESTIMADA) – À ESQUERDA E V_{ENC} ABAIXO DA VELOCIDADE ESPERADA (SUBESTIMADA) – À DIREITA [Adaptado de. Buonocore M. H. <i>Blood Flow Measurement using Variable Velocity Encoding in the RR interval</i> ; Magn Reson Med 28:790-795 1993]39 | |
| FIGURA 4.12 – A MEDIÇÃO DO FLUXO SANGUÍNEO ATRAVÉS DA SEQUÊNCIA CINE 2D PC PC [Adaptado de. Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, Michael Galanski <i>Cardiovascular Flow Measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation</i> ; RadioGraphics 22:651-671 2002]..... | 39 |
| FIGURA 4.13 – RECONSTRUÇÃO DA IMAGEM COM PROJEÇÃO DE INTENSIDADE MÁXIMA [Adaptado de. Keller P., Drayer B. , Fram E. , et al <i>MR Angiography via 2D-Acquisition but yielding a 3D-display: A Work in Progress</i> ; Radiology 173: 527:532 1989]..... | 40 |
| FIGURA 4.14 – ARTEFACTO DE IMAGEM [Obtida de. Andersen A. , Kirsch J. , Analysis of Noise in Phase Contrast MR Imaging. MedPhysics; 23:857-869; 1996]..... | 41 |
| FIGURA 4.15 – PLANO DE AQUISIÇÃO PERPENDICULAR – À ESQUERDA – E OBLÍQUO – À DIREITA - AO VASO [Adaptado de. Tan R., Mohiaddin R. <i>Cardiovascular applications of magnetic resonance angiography flow measurement.</i> Rays 26:71-91; 2001]..... | 43 |
| FIGURA 5.1 – ÂNGULOS DE EULER [Obtido de. Goldstein, H. "The Euler Angles" and "Euler Angles in Alternate Conventions." §4-4 and Appendix B in <i>Classical Mechanics, 2nd ed.</i> Addison-Wesley, pp. 143-148 and 606-610, 198]...... | 44 |
| FIGURA 5.2 – SISTEMA COORDENADAS REFERÊNCIA OXYZ E ESPAÇO TRIDIMENSIONAL OUVW [Adaptado de. Varshalovich, D. A.; Moskalev, A. N, V. K. "Description of Rotation in Terms of the Euler Angles." in <i>Quantum Theory of Angular Momentum.</i> Singapore: World Scientific, pp. 21-23, 1988]..... | 45 |
| FIGURA 5.3 – SISTEMA OXYZ COM PLANOS CORONAL YOZ SAGITAL XOZ E AXIAL XOY..... | 47 |
| FIGURA 5.4 – PLANOS SAGITAL E CORONAL COM PLANO DE AQUISIÇÃO OBLÍQUO..... | 48 |
| FIGURA 5.5 – SISTEMA OXYZ COM PLANOS ANGIOGRÁFICOS SAGITAL E CORONAL..... | 48 |
| FIGURA 5.6 – SISTEMA DE COORDENADAS OXYZ COM REPRESENTAÇÃO VECTORIAL DO VASO..... | 49 |
| FIGURA 5.7 – SISTEMA OXYZ COM REPRESENTAÇÃO DOS VECTORES DE VELOCIDADE..... | 49 |
| FIGURA 5.8 – SISTEMA OXYZ COM ÂNGULO ZENITH (ε) FORMADO PELO VASO..... | 49 |
| FIGURA 5.9 – PROJEÇÕES DOS PLANOS CORONAL YOZ, SAGITAL XOZ E AXIAL XOY..... | 50 |
| FIGURA 5.10 – ROTAÇÃO DO VECTOR V SOBRE O EIXO OX E ÂNGULO FORMADO β..... | 51 |
| FIGURA 5.11 – SISTEMA OXYZ COM ÂNGULO ZENITH (ε) FORMADO PELO VECTOR V E PLANO XOY..... | 53 |
| FIGURA 5.12 – PLANO SAGITAL COM MEDIÇÃO DO ÂNGULO: ARTÉRIA E PLANO DE AQUISIÇÃO..... | 54 |
| FIGURA 5.13 – PLANO CORONAL COM MEDIÇÃO DO ÂNGULO: ARTÉRIA E PLANO DE AQUISIÇÃO..... | 54 |

| | |
|---|----|
| FIGURA 5.14 – SISTEMA OXYZ COM PLANOS ANGIOGRÁFICOS SAGITAL E CORONAL..... | 55 |
| FIGURA 5.15 – REPRESENTAÇÃO DO VECTOR AXIAL DO PLANO DE CORTE E ÂNGULO ZENITH ε | 55 |
| FIGURA 5.16 - REPRESENTAÇÃO DA PROJEÇÃO DO VECTOR AXIAL DO PLANO DE CORTE..... | 56 |
| FIGURA 5.17 – PROJEÇÕES DOS PLANOS AXIAL, CORONAL E SAGITAL COM ÂNGULOS FORMADOS.. | 56 |
| FIGURA 5.18 – PLANO SAGITAL COM MEDIÇÃO DO ÂNGULO: PLANOS DE CORTE E AXIAL..... | 57 |
| FIGURA 5.19 – PLANO CORONAL COM MEDIÇÃO DO ÂNGULO: PLANOS DE CORTE E AXIAL..... | 57 |
| FIGURA 5.20 – SISTEMA OXYZ COM REPRESENTAÇÃO DO VECTOR AXIAL DO PLANO DE AQUISIÇÃO.. | 57 |
| FIGURA 6.1 - ÂNGULO <i>CANT</i> (β_1)..... | 63 |
| FIGURA 6.2 - ÂNGULO <i>ZENITH</i> (ε_1)..... | 63 |
| FIGURA 6.3 – MEDIÇÃO DO ROI DO VASO..... | 63 |
| FIGURA 6.4 - ÂNGULO <i>CANT</i> (β_2)..... | 64 |
| FIGURA 6.5 - ÂNGULO <i>ZENITH</i> (ε_2)..... | 64 |
| FIGURA 6.6 –FLUXO E VELOCIDADE MÉDIA EM ESTUDOS ANTERIORES DE ARTÉRIAS CEREBRAIS [Adaptado de. Gerhard H. Mostbeck, Gary Caputo, Charles Higgins <i>MR Measurement of Blood Flow in Cardiovascular System</i> ; American Roentgen Ray Society AJR 159:453-461 1992]..... | 68 |
| FIGURA 7.1 – PLANOS SAGITAL E AXIAL DOS VASOS INTRACRANIANOS COM A SEQUÊNCIA 2D PC..... | 72 |
| FIGURA 7.2 - PLANO CORONAL E AXIAL DOS VASOS INTRACRANIANOS COM A SEQUÊNCIA 2D PC..... | 72 |
| FIGURA 7.3 – VISUALIZAÇÃO 3D DOS VASOS INTRACRANIANOS COM SEQUÊNCIA TOF 3D..... | 73 |
| FIGURA 7.4 – IMAGEM ANATÓMICA DA CONSTITUIÇÃO CRANIANA COM SEQUÊNCIA FSPGR..... | 73 |
| FIGURA 7.5 – IMAGEM ANATÓMICA DA CONSTITUIÇÃO CRANIANA COM SEQUÊNCIA FGRE T2*..... | 73 |
| FIGURA 7.6 – MEDIÇÕES EFECTUADAS NO OSIRIX PARA DETERMINAR ÂNGULOS E ÁREAS..... | 74 |

| | |
|--|----|
| TABELA 1 – PROTOCOLOS/PARÂMETROS RM COM SEQUÊNCIAS ANGIOGRÁFICAS..... | 61 |
| TABELA 2 – PARÂMETROS E ORIENTAÇÕES COM A SEQUÊNCIA 2D PC E A CINE 2D PC..... | 61 |
| TABELA 3 – MEDIÇÃO DE ÂNGULOS ($\beta_1, \varepsilon'_1, \beta_2, \varepsilon'_2, \varepsilon_1, \varepsilon_2$) ENTRE PLANOS E VASO ARTERIAL..... | 67 |
| TABELA 4 - VELOCIDADE MÁXIMA E VELOCIDADE MÁXIMA CORRIGIDA..... | 67 |
| TABELA 5 – MÉDIA DA VELOCIDADE MÁXIMA COM DESVIO PADRÃO MÉDIO..... | 68 |
| TABELA 6 – ÂNGULOS E RESPECTIVA CORRECÇÃO NA VELOCIDADE PICO NAS VÁRIAS MEDIÇÕES..... | 68 |
| TABELA 7 – RELAÇÃO ENTRE VÁRIOS DADOS E AS DIVERSAS AQUISIÇÕES DE FLUXO COM 2D PC..... | 69 |
| TABELA 8 – OS ÂNGULOS HIPOTÉTICOS θ_1 E θ_2 ENTRE O VASO E OS PLANOS DE AQUISIÇÃO, COM AS RESPECTIVAS CORRECÇÕES DA VELOCIDADE, A PARTIR DE VELOCIDADES TEORICAMENTE ESPERADAS..... | 74 |
| TABELA 9 – OS ÂNGULOS PRINCIPAIS E AS RESPECTIVAS CORRECÇÕES DE VELOCIDADE, A PARTIR DAS VELOCIDADES PICO MEDIDAS, PARA AS VÁRIAS MEDIÇÕES COM PLANOS DE CORTE DIFERENTES..... | 75 |

| | |
|--|----|
| GRÁFICO 1 – FLUXO MÉDIO DA ARTÉRIA BASILAR AO LONGO DE UM CICLO CARDÍACO..... | 68 |
| GRÁFICO 2 – CURVAS DE TENDÊNCIA DA VELOCIDADE MÁXIMA E DA VELOCIDADE MÁXIMA CORRIGIDA (TEÓRICA)..... | 75 |
| GRÁFICO 3 – CURVAS DE TENDÊNCIA DA VELOCIDADE MÁXIMA E DA VELOCIDADE MÁXIMA CORRIGIDA EM FUNÇÃO DAS ÂNGULAÇÕES DO VASO COM O PLANO: DE AQUISIÇÃO E AXIAL (PRÁTICA)..... | 76 |
| GRÁFICO 4 – FLUXOS MÉDIOS OBTIDOS PARA AS DIFERENTES ANGULAÇÕES DE PLANO DE AQUISIÇÃO..... | 77 |
| GRÁFICO 5 – FLUXO ARTERIAL MÉDIO DAS VÁRIAS MEDIÇÕES..... | 77 |
| GRÁFICO 6 – PREVISÃO DA VELOCIDADE PICO DO FLUXO ARTERIAL COM CORRECÇÃO ANGULAR..... | 78 |

Introdução

O encéfalo como centro do Sistema Nervoso é formado por estruturas altamente complexas que requerem para o seu metabolismo um consumo permanente e elevado de glicose e oxigénio. ^[1] Para tal consumo, necessita de um fluxo sanguíneo constante e intenso. Qualquer quebra de nutrientes no sangue circulante não é tolerada por um período longo de tempo, pois as células nervosas não possuem a capacidade de se regenerar. ^[1]

Várias patologias podem agora ser diagnosticadas no encéfalo: lesões traumáticas, neoplasias, doenças infecciosas e anomalias vasculares. ^[2] Uma das principais anomalias vasculares é a malformação arteriovenosa (MAV) que, como o nome indica, é um desenvolvimento anormal vascular que ocorre na zona capilar, entre as artérias nutrientes e veias de drenagem do cérebro ^[3]. Como resultado desta malformação congénita ocorre um distúrbio hemodinâmico que poderá conduzir a uma insuficiência cardíaca e posterior morte. ^[3]

O desenvolvimento de novos campos de estudo imagiológico vieram dar uma importante mais-valia e abrir novas perspectivas que ultrapassam a avaliação morfológica, permitindo explorar a constituição química do tecido encefálico e as funções específicas do cérebro. ^[3] Para o estudo das MAV's, várias técnicas foram surgindo para um diagnóstico e um posterior tratamento das mesmas. ^[5]

Para o tratamento das MAV's surgiu a técnica de embolização que consiste na oclusão de uma ou mais artérias nutrientes e veias de drenagem mediante a injeção de agentes embólicos, como o Cianoacrilato, introduzido através de cateteres intravasculares. ^[4]

Uma das formas de diagnóstico das MAV's é através da análise de fluxo sanguíneo cerebral. A medição do fluxo sanguíneo sempre foi um desafio pois era tecnicamente difícil e com poucos valores medidos nas últimas décadas. Foi então importante dar ênfase às técnicas para a medição de fluxo sanguíneo. ^[4] Através da utilização de cateteres foi desenvolvido um sistema de medição de pressão endovascular ^[5]. Outras técnicas surgiram, como a Tomografia Computorizada (TC) e a Ultrassonografia Doppler (USD). Porém possuem dificuldades em medir fluxo nos vasos pequenos ^[6] e apresentam um elevado número de artefactos, como baixa resolução e contraste. ^[6]

De todas as medições quantitativas de fluxo, a Angiografia por Ressonância Magnética foi das mais amplamente recebidas e aceites clinicamente ^[7] para obter informações sobre o fluxo sanguíneo nos vasos. Com as sequências de ARM, foram adquiridas medições de fluxos fidedignas e rigorosas na cabeça e no pescoço de pacientes ^[7]. A introdução da sequência *Phase Contrast* (PC) em Imagem por Ressonância Magnética (IRM) permitiu uma medição não-invasiva de fluxo, entre outras propriedades hemodinâmicas não medidas até à altura, mostrando o seu grande potencial da ARM para a Neurorradiologia e no tratamento terapêutico das MAV's. O objectivo desta dissertação é providenciar um modelo geométrico que possibilita a análise de fluxo intracraniano na medição de velocidade nas MAV's por PC.

Estado de Arte

A ARM tem sido cada vez mais utilizada como método do estudo vascular. Quando surgiu, a IRM baseava-se na visualização do tecido mole e não no contraste das estruturas vasculares que eram invisíveis pelas sequências, da altura. Apesar do potencial da RM para visualizar os vasos ter sido reconhecido há mais tempo os pré-requisitos técnicos para adquirir as sequências angiográficas só foram possíveis depois da década de 90. ^[7] A meta a atingir pela ARM era desenvolver uma técnica que fosse capaz de substituir a angiografia convencional e invasiva no diagnóstico das anomalias vasculares.

Durante os primeiros testes, a imagem das estruturas vasculares era considerada um efeito indesejado, juntamente com outros artefactos, produzidos pelo movimento e pulsação vascular. ^[8] O movimento sanguíneo começou a ser obtido através de métodos que contrastavam tecidos em movimento com tecidos estacionários. Devido aos longos tempos de aquisição da altura, todos os movimentos fisiológicos durante o exame podiam gerar artefactos e distorcer resultados. ^[8] Contudo, foi se tornando possível, graças à compensação ou supressão desses artefactos, obter a visualização das estruturas vasculares. Duas soluções surgiram: Melhorar a velocidade da aquisição da imagem ARM e compensar os erros induzidos pelo movimento no registo do sinal, ajustando os parâmetros do movimento. Ou seja, cada IRM requereu uma consideração cuidada dos parâmetros para obter uma visualização e medição possível das estruturas vasculares de interesse.

Actualmente, as sequências de ARM fornecem informação acerca do sentido e da direcção do fluxo, presença ou ausência de vasos colaterais e permitem distinguir veias de artérias.

Embora a RM conheça limitações, como a utilização de *pacemakers*, material ferro-magnético, claustrofobia ou estados críticos de paciente ^[7], tem evoluído muito e em diversas vertentes. Para a concretização destes e de outros avanços houve grandes inovações ao nível técnico. As sequências são cada vez mais rápidas e independentes da respiração para evitar a existência de artefactos. Ou seja, a RM, através do mapeamento do fluxo sanguíneo tornou-se uma importante técnica para avaliar a hemodinâmica numa estenose ou noutras lesões vasculares, como as MAV's. ^[8].

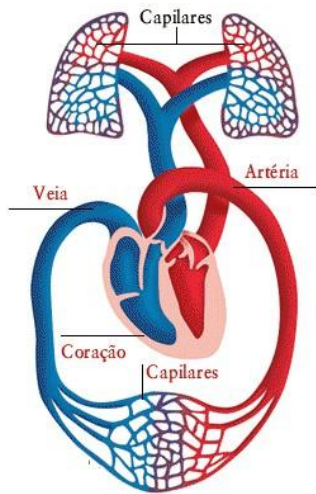
É nesta óptica que se desenvolveu o estudo deste projecto para, nos dias de hoje, prosseguirmos uma constante revolução na imagiologia vascular.

Conteúdos

Para melhor compreender o trabalho desenvolvido nesta tese, apresenta-se a ordem de trabalho deste projecto:

- 1- Estudo da anatomia do sistema vascular arterial, capilar e venoso, com particular destaque, no encéfalo; Análise às MAV's;
- 2- Familiaridade com os princípios hemodinâmicos do sangue nos vasos em estudo;
- 3- Introdução às técnicas via cateterismo de intervenção e de diagnóstico vascular;
- 4- Compreensão dos princípios físicos, bem como das potencialidades e limitações da sequência de PC RM;
- 5- Dedução de um modelo geométrico que melhora a medição quantitativa de fluxo sanguíneo com a PC;
- 6- Análise dos parâmetros e dos dados experimentais; Apresentação dos resultados;
- 7- Discussão dos resultados, com uma possível aplicação no diagnóstico vascular em MAV's cerebrais;

1. Organização Morfológica do Sistema Cardiovascular



O sistema cardiovascular funciona para fornecer e manter suficiente, contínuo e variável o fluxo sanguíneo. Responde de acordo com as circunstâncias funcionais, fisiológicas ou emocionais, adaptando o seu funcionamento para atender às necessidades específicas de cada órgão ou sistema. ^[9]

FIGURA 1.1 – Sistema Cardiovascular Circulatório [Obtida de. William Stewart Hoar, David J. Randall, Anthony Peter Farrell *The Cardiovascular System* Academic Press, (1992)]

Como o nome indica, o sistema cardiovascular (Figura 1.1) é composto por coração (cardio) e os vasos sanguíneos (vascular). Coração que bombeia o o sangue para os diferentes tecidos do organismo através das artérias e retorna devido à diferença de pressão sanguínea existente nas veias. ^[9] A hematose entre nutrientes e metabólitos ocorre nos vasos capilares.

1.1 Anatomia do Sistema Vascular

Esses vasos compõem o Sistema vascular. Sistema que se divide em: Sistema arterial, Sistema capilar e Sistema venoso.

1.1.1 Sistema Arterial

O Sistema arterial é o conjunto de artérias por onde o sangue flui a partir do ventrículo esquerdo do coração, passando pelas arteríolas de menor calibre, até aos capilares. ^[9]

1.1.2 Sistema Venoso

O Sistema venoso é o conjunto de veias que conduz o sangue, a partir dos capilares, passando pelas venulas, até às veias cavas do coração ^[9]

1.1.3 Estrutura dos Vasos

O vaso sanguíneo é composto por várias camadas. A artéria e a veia, como cumprem funções distintas, têm características distintas.

Vaso Arterial

A anatomia da parede arterial apresenta diferentes características morfológicas, que dependem da função, localização e diâmetro. Tais diferenças levam à diferenciação em artérias do tipo elástico e do tipo muscular. Artérias como aorta e subclávia pertencem a artérias do tipo elástico com uma componente miogénica de movimento rítmico espontâneo que regula a vasoconstrição e vasodilatação. ^[9] Já a artéria basilar pertence ao tipo muscular por ter pulsatilidade reduzida e se encontrar a uma distância considerável do coração.

Vaso Venoso

A anatomia da parede venosa apresenta igualmente diferentes características, dependendo da localização. O lúmen venoso pode colapsar sob condições de baixas pressões intravasculares, mas possui válvulas semilunares de forma a auxiliar o retorno venoso. ^[9]

1.2 Vascularização Encefálica

O encéfalo como centro do Sistema Nervoso é formado por estruturas altamente complexas: cérebro, cerebelo, tálamo, hipotálamo, corpo caloso, bulbo raquidiano, entre outras; que requerem para o seu metabolismo um consumo permanente e elevado de glicose e oxigénio. Para tal consumo, necessita de um fluxo sanguíneo constante e intenso. ^[9]

1.2.1 Vascularização Arterial

O encéfalo é vascularizado através de dois sistemas vasculares: Vertebro-Basilar (artérias vertebrais e artéria basilar) e Carotídeo (artérias carótidas comuns).

Sistema Arterial Vertebro-Basilar

A artéria vertebral direita origina-se no tronco braquiocefálico (ramo da aorta) e a artéria vertebral esquerda origina-se na artéria subclávia esquerda (ramo da aorta). Juntas ascendem na direcção do crânio pelos forâmens transversos das cervicais C6 e C1 até penetrar no crânio pelo forâmen magno. Percorrem a face do bulbo raquidiano e fundem-se no clivo do osso occipital para formar a artéria basilar (ver Figura 1.2). ^[9]

A artéria basilar, por sua vez, percorre o sulco basilar e termina bifurcando-se nas artérias cerebrais posteriores direita e esquerda que irrigam a parte posterior da face inferior de cada um dos hemisférios cerebrais. O Sistema Vertebro-Basilar é referido como a circulação posterior do encéfalo. ^[9]

Sistema Arterial Carotídeo

A artéria carótida comum esquerda origina-se directamente da aorta e a artéria carótida comum direita origina-se no tronco braquiocefálico (ramo da aorta). Cada carótida comum origina uma artéria carótida externa e interna. As carótidas internas originam, em cada lado, uma artéria cerebral média e uma artéria cerebral anterior. As carótidas internas são referidas como a circulação anterior do encéfalo. ^[9] Na base do crânio estas artérias formam uma anastomose em forma de círculo - Polígono de Willis - onde se originam as outras artérias importantes para a vascularização encefálica. ^[9]

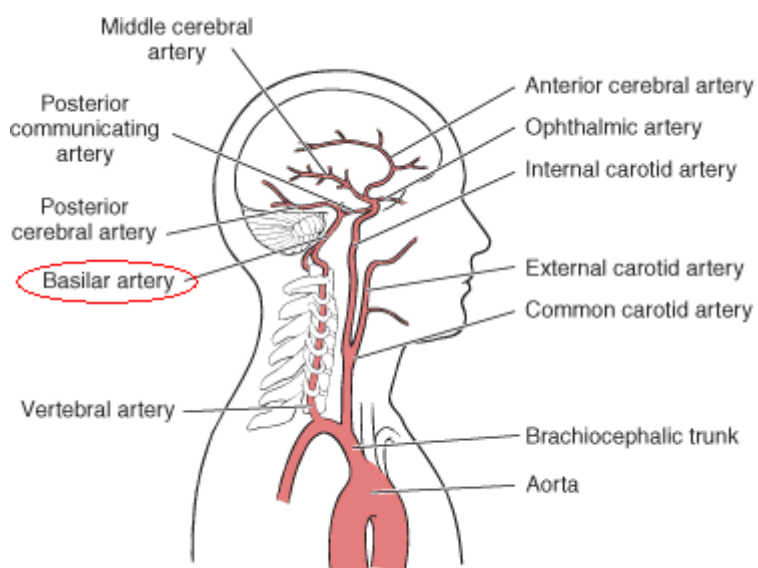


Figura 1.2 – Vascularização Encefálica Arterial [Obtida de: **Johannes Sobotta, Jochen Staubesand, Helmut Ferner, Walther J. Hild** *Sobotta Atlas of Human Anatomy: Head, neck, upper extremities*; 1983]

1.2.3 Vascularização Capilar

A circulação no sistema capilar varia dependendo da localização e da função do cérebro. A rede capilar não tem a sua própria actividade vasomotora. Tem uma velocidade que depende da sua morfologia, do tónus vasomotor, do número de vasos eferentes e aferentes e da reologia do sangue. A rede capilar regula o volume do sangue, bem como filtra, absorve e difunde, por troca de fluidos com produtos nutritivos e não-nutritivos (metabólitos). ^[9]

1.2.2 Vascularização Venosa

As veias do cérebro dispõem-se em dois sistemas: Sistema Venoso Superficial (veias cerebrais superficiais) e o Sistema Venoso Profundo (veia de Galeno).

Sistema Venoso Superficial

Composto pelas veias cerebrais superficiais superior e inferior que drenam o sangue venoso no córtex e na substância branca adjacente e desembocam nos seios da dura-máter. ^[9]

Sistema Venoso Profundo

Composto principalmente pela veia de Galeno drena o sangue venoso nas regiões do cérebro e onde, posteriormente, converge para as principais veias jugulares interna e externa que drenam a porção anterior da cabeça, face e pescoço. ^[9]

1.3 Anomalias Congénitas Vasculares

Anomalias vasculares são desenvolvimentos anómalos dos vasos que podem ser classificados como: primárias e secundárias. As primárias são causadas por erros embriológicos no curso da formação de artérias e veias temporárias em definitivas, conduzindo a anomalias tronculares, dilatações ou estenoses. ^[10] As secundárias aparecem como resultado de distúrbios hemodinâmicos das primárias com hipertensão venosa e/ou refluxo sanguíneo. ^[10]

1.3.1 Malformação Arteriovenosa Cerebral

Dentro das anomalias vasculares congénitas mais frequentes surge a malformação arteriovenosa (MAV) que pode conduzir a hemorragias devido ao grande *shunt* arteriovenoso (ver Figura 1.3). ^[22] Em casos mais severos pode mesmo originar: isquemia, necrose, insuficiência volúmica e sintomas neurológicos quando localizadas no cérebro. ^[10]

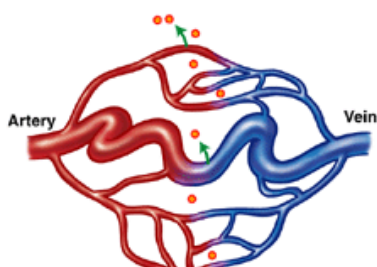


Figura 1.3 – Malformação arteriovenosa [George J. Hademenos, Tarik F. Massoud *The physics of cerebrovascular diseases: biophysical mechanisms of Development, Diagnosis and Therapy*; 1998]

Para o tratamento terapêutico das MAV's cerebrais tem que se determinar e obstruir os vasos que alimentam as MAV's através da embolização. ^[10] Por isso, o diagnóstico vascular às artérias nutrientes (ver Figura 1.4) é imprescindível e fundamental para o seu tratamento.

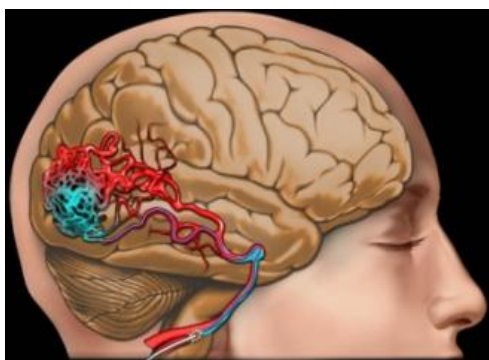


Figura 1.4 - Malformação Arteriovenosa Encefálica [Obtida de. P. J. Vinken, G. W. Bruyn, James F. Toole, Harold L. Klawans *Vascular Diseases* Volume 3; 1989]

2. Organização Funcional do Sistema Cardiovascular

O coração é responsável pela circulação sanguínea de todo o sistema vascular. Através de contracções musculares (sístole e diástole), o sangue aumenta e diminui de pressão de forma periódica, de acordo com ritmo cardíaco. ^[23] Para além da pressão, de outras características hemodinâmicas depende o funcionamento da circulação sanguínea, tal como a velocidade que pode ser útil para diagnosticar uma patologia nos vasos.

2.1 Fundamentos de Hemodinâmica

O sangue é um fluido constituído por plasma e elementos constituintes que, à semelhança de outros fluidos, toma a forma do recipiente onde se encontra: o vaso sanguíneo. Ou seja, pode ser estudado como uma massa volúmica em movimento linear num tubo cilíndrico (2ª Lei de

Newton – equação 2.1):

$$\vec{F} = \rho \frac{d\vec{V}}{dt} \quad (2.1)$$

Em que \vec{F} é a força resultante das forças, ρ , a massa volúmica do fluido e $\frac{d\vec{V}}{dt}$ a derivada da velocidade, \vec{V} , em ordem ao tempo, t . O sangue está sujeito a forças externas: força gravítica, magnética e electrostática; e forças internas: pressão e viscosidade (equação 2.2). Desprezando as forças electrostáticas e magnética por serem muito reduzidas, consideramos

as outras forças ^[11]:

$$\rho \vec{g} + \vec{\nabla} \cdot \tau_{ij} - \vec{\nabla} p = \rho \frac{d\vec{V}}{dt} \quad (2.2)$$

Onde \vec{g} é a aceleração da gravidade, o operador vector gradiente $\vec{\nabla}$, p a pressão intravascular e τ_{ij} o tensor das tensões de corte entre o fluido e as paredes do vaso, i indica a direcção e sentido e j a direcção normal à superfície. τ_{ij} é definido pela matriz ^[11]:

$$\tau_{ij} = \begin{bmatrix} \tau_{xx} & \tau_{yx} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \tau_{yy} & \tau_{zy} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \tau_{zz} \end{bmatrix}$$

E a equação 2.3 pode ser escrita nas componentes x , y e z :

$$\begin{aligned}
 \rho g_x + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} - \frac{\partial p}{\partial x} &= \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) \\
 \rho g_y + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} - \frac{\partial p}{\partial y} &= \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) \\
 \rho g_z + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} - \frac{\partial p}{\partial z} &= \rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right)
 \end{aligned} \quad (2.3)$$

, onde u é a componente da velocidade no eixo x , v a componente da velocidade no eixo y , e w a componente no eixo z .

2.1.1 Equações Navier-Stokes

A equação pode ser aplicável a qualquer fluido, mas terá que ser mais simplificada. Neste caso consideramos o sangue como um fluido newtoniano onde a viscosidade não depende da velocidade do fluido ^[11]. As equações constitutivas de um fluido Newtoniano são:

$$\begin{aligned}
 \tau_{xx} &= 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} & \tau_{yy} &= 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} & \tau_{zz} &= 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \\
 \tau_{xy} = \tau_{yx} &= \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \tau_{xz} = \tau_{zx} &= \mu \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) & \tau_{yz} = \tau_{zy} &= \mu \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right)
 \end{aligned}$$

Para simplificar, substituímos estas equações pela anterior equação 2.4:

$$\begin{aligned}
 \rho g_x + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{\partial p}{\partial x} &= \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) \\
 \rho g_y + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) - \frac{\partial p}{\partial y} &= \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) \\
 \rho g_z + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) - \frac{\partial p}{\partial z} &= \rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right)
 \end{aligned} \quad (2.4)$$

Adequando ao cálculo de fluxo em tubos, convertamos as equações de Navier-Stokes para coordenadas cilíndricas, x , r e θ , onde as equações constitutivas são ^[11]:

$$\begin{aligned}
 \tau_{xx} &= 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} & \tau_{rr} &= 2\mu \frac{\partial v}{\partial r} & \tau_{\theta\theta} &= 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \\
 \tau_{xr} = \tau_{rx} &= \mu \left(\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \tau_{x\theta} = \tau_{\theta x} &= \mu \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial \theta} \right) & \tau_{r\theta} = \tau_{\theta r} &= \mu \left(\frac{\partial w}{\partial r} - \frac{w}{r} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial \theta} \right)
 \end{aligned}$$

Onde obtemos, desprezando as forças gravíticas:

$$\begin{aligned} \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\omega}{r} \frac{\partial u}{\partial \theta} \right) + \frac{\partial p}{\partial x} &= \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \theta^2} \right) \\ \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{\omega}{r} \frac{\partial v}{\partial \theta} - \frac{\omega^2}{r} \right) + \frac{\partial p}{\partial r} &= \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v}{\partial r} - \frac{v}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial \omega}{\partial \theta} \right) \\ \rho \left(\frac{\partial \omega}{\partial t} + u \frac{\partial \omega}{\partial x} + v \frac{\partial \omega}{\partial r} + \frac{\omega}{r} \frac{\partial \omega}{\partial \theta} + \frac{v\omega}{r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} &= \mu \left(\frac{\partial^2 \omega}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \omega}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial r} - \frac{\omega}{r^2} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \omega}{\partial \theta^2} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial v}{\partial \theta} \right) \end{aligned} \quad (2.5)$$

2.1.2 Equação de Continuidade

Admitindo o princípio da conservação da massa, o fluxo num tubo é dado por ^[11]:

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (p\vec{V}) = 0 \quad (2.6)$$

A partir da equação anterior, com as coordenadas cilíndricas:

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x}(\rho u) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta}(r\rho v) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta}(\rho \omega) = 0 \quad (2.7)$$

Considerando o fluído como incompressível e a pressão constante:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial \theta} + \frac{v}{r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \omega}{\partial \theta} = 0 \quad (2.8)$$

2.1.3 Equações simplificadas

Aplicando as equações 2.6 e 2.9 a um fluxo de um fluído num tubo de secção circular, o fluxo é simétrico ao eixo longitudinal do tubo. Ou seja, a velocidade terá a direcção do eixo dos xx e não segundo θ . ^[11] Então a equação da continuidade é simplificada em:

$$\frac{\partial v}{\partial r} + \frac{v}{r} = \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r}(r v) = 0 \quad (2.9)$$

Segundo a *condição de não deslizamento*, as interacções entre um fluído e a superfície tendem a um equilíbrio na zona de contacto. Ou seja, a velocidade deve ser nula junto às paredes. Com estas condições, a 1ª equação de Navier-Stokes resume-se a :

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial p}{\partial x} = \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right) \quad (2.10)$$

Designada esta relação de *equação simplificada*, onde a velocidade longitudinal do fluido é apenas em função de r e t , enquanto a pressão é em função de x e t .^[11]

2.1.4 Fluxo estacionário num tubo rígido

Se considerarmos o fluxo estacionário, ou seja, sem variação de tempo, as variáveis u e p da *equação simplificada* dependem apenas de r e de x . Após a integração da equação 2.10:

$$\frac{dp}{dx} = \mu \left(\frac{d^2u}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du}{dr} \right) \quad (2.11)$$

Onde a igualdade verifica-se se ambos os membros forem iguais a k , onde a solução do primeiro membro é:

$$p(x) = p(0) + kx,$$

em que x é a distância longitudinal do tubo. Admitindo l como o comprimento do tubo:

$$k = \frac{p(l) - p(0)}{l} = \frac{\Delta p}{l} \quad (2.12)$$

Ou seja, k é a gradiente de pressão ao longo do tubo. A solução para o segundo membro é:

$$u(r) = \frac{k}{4\mu} r^2 - \frac{ka^2}{4\mu} \quad (2.13)$$

onde a velocidade no centro é finita e a é o raio interno do tubo. Esta é conhecida como a *Equação de Poiseuille* aplicada a um fluxo permanente num tubo.^[11] A partir desta equação podemos relacionar a velocidade com o fluxo volumétrico q e o gradiente de pressão k , numa determinada secção do tubo:

$$q = \int_0^a u \cdot 2\pi \cdot r \cdot dr = \frac{k\pi}{2\mu} \int_0^a r(r^2 - a^2) dr = -\frac{k\pi \cdot a^4}{8\mu}$$

Substituímos o k a partir da equação 2.12: $q = -\frac{\pi \cdot a^4}{8\mu \cdot l} \Delta p \Leftrightarrow \Delta p = -\frac{8\mu \cdot l}{\pi \cdot a^4} q \quad (2.14)$

O sinal negativo indica o facto de o fluxo ter sentido contrário ao gradiente de pressão. Esta equação apresenta semelhanças com a Lei de Ohm para corrente eléctrica^[11], onde a

resistência é análoga à constante: $R = \frac{8\mu \cdot l}{\pi \cdot a^4}$

Com a mesma analogia podemos determinar a expressão de bombeamento H necessária para produzir um fluxo q , sujeito a uma diferença de pressão Δp , num tubo. Da equação 2.13:

$$H = -\Delta p \cdot q = \frac{8\mu \cdot l}{\pi \cdot a^4} q^2 = \frac{\pi \cdot a^4 l}{8\mu} k^2 = \frac{\pi \cdot a^4}{8\mu \cdot l} (\Delta p)^2$$

A partir da expressão para o fluxo: $q = \bar{u} \cdot \pi \cdot a^2$,

pode ser calculada a velocidade média \bar{u} , em relação à diferença de pressão e ao gradiente de pressão ^[11]:

$$\bar{u} = \frac{q}{\pi \cdot a^2} = -\frac{a^2}{8\mu} k = -\frac{a^2}{8\mu} \Delta p$$

A velocidade máxima, \hat{u} , é atingida no eixo do tubo. Ou seja quando $r=0$, resultando:

$$\hat{u} = \frac{2 \cdot q}{\pi \cdot a^2} = -\frac{a^2}{4\mu} k = -\frac{a^2}{4\mu} \Delta p,$$

onde se verifica que a velocidade máxima \hat{u} é o dobro da velocidade média \bar{u} ^[11].

2.1.5 Pressão e Velocidade no Sistema Circulatório

Durante o ciclo cardíaco ocorrem variações de pressão nas artérias, nas veias e nos capilares. Quanto menor for a distância ao coração maior serão as variações de pressão e quanto maior for a distância menor será a pressão média. ^[12] Estão associadas às características da pressão, os valores elevados de caudal sanguíneo e de velocidade nas grandes artérias ^[12] e um decréscimo ao longo das pequenas artérias e arteríolas, para se manterem constantes ao nível dos capilares de forma a ocorrer a hematose (Ver Figura 2.1 e Figura 2.2).

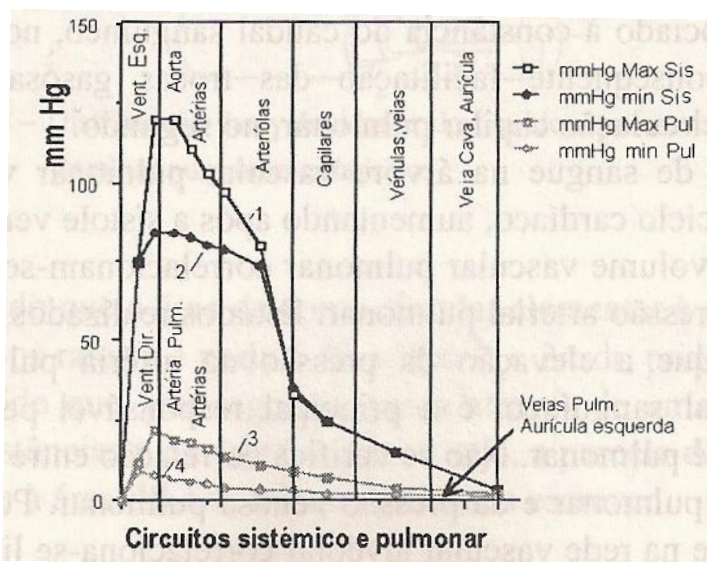


Figura 2.1 – Valores Máximos e Mínimos da Pressão Vascular [Obtida de. J. J. Pedroso de Lima *Biofísica Médica*, Universidade de Coimbra, IV – 513-514; 2003]

Também a nível das pequenas artérias, como a artéria basilar e outras intracranianas, a pulsatilidade pode ser desprezada devido ao facto de serem artérias do tipo muscular ^[12] e não do tipo elástico como as grandes artérias onde a pulsatilidade é mais elevada.

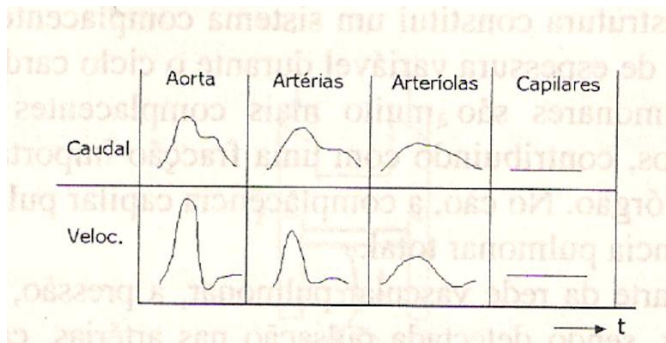


Figura 2.2 – Valores da Velocidade e caudal sanguíneo em função do tempo durante o ciclo cardíaco [Obtida de. **J. J. Pedroso de Lima** *Biofísica Médica*, Universidade de Coimbra, IV 513-514; 2003]

O sangue possui ainda características que fazem com que a sua viscosidade seja dependente da sua velocidade, embora esta dependência seja pouco significativa. ^[12] Este conjunto de características permite concluir que o vaso de estudo, a artéria basilar, pode ser considerada, de forma simplificada, como um fluido Newtoniano com um fluxo Poiseuille num tubo rígido.

3. Angiografia de Intervenção Vascular

A Angiografia é das áreas da Medicina que mais tem contribuído para o conhecimento da circulação sanguínea e suas patologias. Para além do diagnóstico tem tido um papel importante no tratamento vascular.

3.1 Emboloterapia via Cateterismo

A embolização endoscópica tem como objectivo obstruir um ou vários vasos sanguíneos. Este tratamento terapêutico impede assim a circulação sanguínea nos vasos anómalos ^[13], como as MAV's cerebrais, ou outros casos que se justifique, para prevenir hemorragias.

Como normalmente é realizada nas pequenas artérias ou arteríolas, a técnica é efectuada por via endoscópica com o auxílio de cateteres.

Nas MAV's cerebrais um agente embólico, cianoacrilato (NBCA), é conduzido através dos cateteres, desde a artéria femoral até ao sistema vascular cerebral, para que sejam obstruídas as artérias nutrientes. ^[14]

E para determinar quais as artérias que alimentam as MAV's é necessário um diagnóstico prévio correcto sobre as suas propriedades hemodinâmicas.

4. Angiografia de Diagnóstico Vascular

A Angiografia refere-se ao conjunto de sequências que permite visualizar e determinar propriedades dos fluidos que fluem no sistema circulatório do corpo humano.

4.1 Sistema de Medição via Cateterismo

O conhecimento da medida de pressão sanguínea tem ajudado no tratamento das MAV's. Tal propriedade permite verificar e comparar a pressão em cada um dos vasos de estudo e determinar quais deles será embolizado. Tal como no tratamento, também pode ser através de cateteres que a pressão sanguínea é medida. ^[14]

Os cateteres são utilizados como meio de condução da onda de pressão desde o local do vaso em que se pretende medir até a um sensor de pressão situado fora do corpo. Um factor a ter em conta para a medição de pressão é a orientação relativa das linhas de corrente do sangue em relação à abertura do cateter, sobretudo quando se trata de pequenos vasos. As alterações dos trajectos das linhas de corrente produzidas pela introdução de cateteres implicam variações na sua pressão local e na velocidade do fluído sanguíneo. ^[14]

Este método de diagnóstico vascular, desenvolvido por Sven Seldinger em 1953, apesar dos bons resultados nas últimas décadas é um método com certas desvantagens, sendo uma das principais desvantagens o ser invasivo para o paciente. Então, com a introdução de novos métodos imagiológicos, a Angiografia começou a ser gradualmente realizada com Ultrassonografia Doppler, Tomografia Computorizada e Ressonância Magnética, que se tornaram métodos de eleição para a Angiografia por não serem invasivos e auferirem excelente definição estrutural. ^[14]

4.2 Angiografia por Ressonância Magnética

As imagens de Ressonância Magnética (RM) tornaram-se, na última década, na mais sofisticada e promissora técnica de diagnóstico clínico.

Esta constatação deve-se, fundamentalmente, à excelente resolução espacial que as Imagens por Ressonância Magnética (IRM) exibem e às recentes possibilidades de obtenção de imagens funcionais e espectroscópicas. A Angiografia por Ressonância Magnética (ARM), que foi introduzida na prática clínica há cerca de 30 anos atrás, tem providenciado uma variedade de vantagens significantes em relação a outros métodos de diagnóstico vascular. ^[15]

A possibilidade de medição quantitativa de fluxo sanguíneo e a não utilização agentes de contraste tornou esta técnica numa das mais requisitadas e com maior desenvolvimento ao longo dos tempos. À semelhança de outras técnicas imagiológicas, a ARM utiliza radiação electromagnética. Ou melhor, a interacção entre esta radiação e o corpo do paciente. ^[15]

Em seguida, ir-se-ão abordar os princípios físicos que subjazem a este método, enfatizando os parâmetros dos quais depende a IRM e as suas aplicações clínicas.

4.2.1 Princípios Físicos

Os princípios físicos que permitem a formação de imagens de Ressonância Magnética são importados da Física Nuclear que explica o comportamento dos spins nucleares. ^[15]

Magnetização dos tecidos na presença de um campo magnético

Os núcleos com spin diferente de zero só adquirem sub-estados de orientação na presença de um campo magnético (Figura 4.1). Classicamente, aceita-se que um spin pode ser compreendido como um momento magnético que precessa em torno de um eixo. ^[16] É possível definir a frequência à qual os núcleos giram, chamada frequência de Larmor, como sendo proporcional a um parâmetro característico (constante giromagnética - γ) e à amplitude do campo magnético externo aplicado aos núcleos (B_0): ^[16]

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (4.1)$$

Quando os núcleos com spin $\pm 1/2$ não estão sujeitos a qualquer campo magnético, o eixo ao redor do qual o spin precessa é completamente aleatório, de modo que a magnetização total é nula.

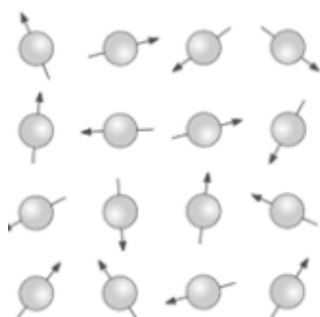


Figura 4.1 – Spins na ausência de campo magnético externo
[Adaptado de. **Charles P. Slichter** *Principles of Magnetic Resonance* 1990]

No entanto, quando um campo magnético é aplicado, os spins passam a rodar em torno de um eixo paralelo ao campo (estado de energia mais baixa – spin $+1/2$) ou antiparalelo (estado de energia mais alta – spin $-1/2$) (ver Figura 4.2). ^[16]

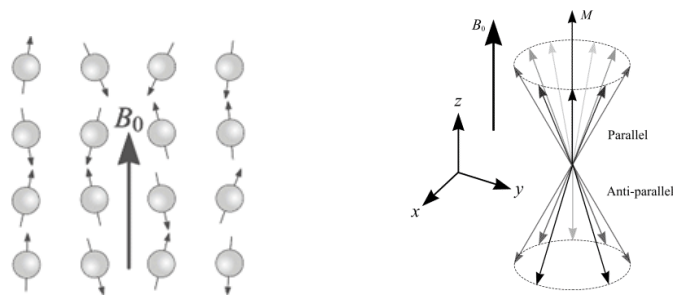


Figura 4.2 – Spins em precessão na presença de um campo magnético (B_0) com duas orientações (paralelo e antiparalelo) [Adaptado de. **Charles P. Slichter** *Principles of Magnetic Resonance* 1990]

Aplicação de um Campo de Rádio-Frequência: Noção de ressonância

Tendo em conta a ordem de grandeza da constante giromagnética dos núcleos e as amplitudes dos campos aplicados a frequência de Larmor corresponde à gama das rádio-frequências (RF). Ao aplicar-se um pulso externo de RF:

- Aumenta-se a população de spins anti-paralelos.
- Coloca-se os spins em fase.

Nestas condições, a magnetização total muda de direcção, passando a exibir componente xy com determinado ângulo – *flip angle*. A amplitude e a duração dos pulsos de rádio-frequência a que os spins são sujeitos, determinam os seus efeitos. O sinal medido em RM não é mais do que a magnetização transversal (xy), à qual se acede através de uma bobina colocada segundo um dos eixos ^[16]. Um pulso de RF é aplicado e o sinal medido será tanto maior quanto maior for o número de spins presentes no meio em estudo. Assim, será à partida, um parâmetro de diferenciação dos tecidos: o sinal será mais ou menos intenso, consoante a maior ou menor concentração de hidrogénio [H].

Noção de tempo de relaxação spin/spin (T_2) e spin/rede (T_1)

Após o pulso de RF ter deixado de actuar, a tendência natural do sistema é regressar ao estado inicial. Ou seja, haver reorganização do povoamento dos spins e a desfasagem dos mesmos. Estes dois processos são independentes e correspondem a diferentes fenómenos de relaxação. Porque a frequência de precessão de cada spin é diferente, os spins vão-se desfasar e a magnetização no plano xy vai tornando-se menor, o que corresponde a um decaimento no sinal medido (FID – *Free Induction Decay*) ^[16] (Figura 4.3).

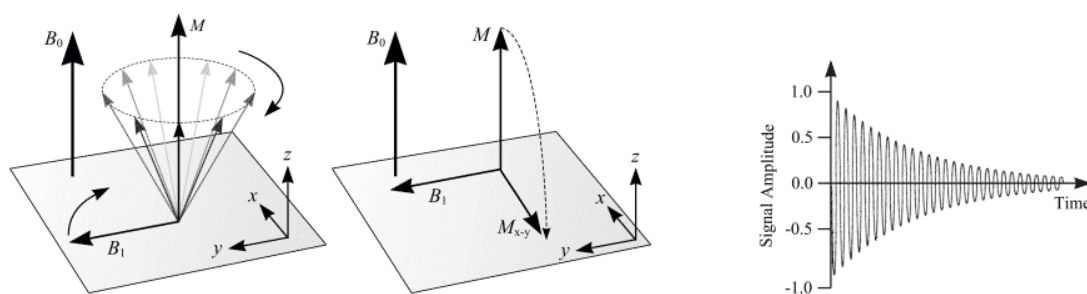


Figura 4.3 – Mecanismo de desfasagem dos spins com consequente decaimento do sinal [Adaptado de. Charles P. Slichter *Principles of Magnetic Resonance* 1900]

Verifica-se que este decaimento do sinal medido é exponencial e, por conseguinte, caracterizado por uma constante de tempo. A esta constante de tempo dá-se o nome de $T2^*$ e é definida como o tempo necessário para que o sinal (magnetização transversal – perpendicular ao campo magnético estático) decaia para 37% do seu valor máximo. Sendo que $T2^*$ contém informação sobre as interações spin/spin que está relacionada com a estrutura do tecido, mas também afectada com as heterogeneidades do campo magnético estático. ^[16]

A partir do momento que o pulso cessa as populações tendem a reassumir a situação inicial, ou seja, a magnetização longitudinal retoma o valor inicial. Este mecanismo ocorre através de libertação de energia para o meio e é caracterizado por uma constante de tempo $T1$, à qual se dá o nome de tempo de relaxação spin/rede. $T1$ é, analogamente a $T2^*$, o tempo que demora a magnetização longitudinal a recuperar 63% do seu valor máximo. Este parâmetro também contém informação sobre os tecidos e é desta forma que $T1$ é utilizado para obter contraste entre os tecidos ^[16] (ver Figura 4.4).

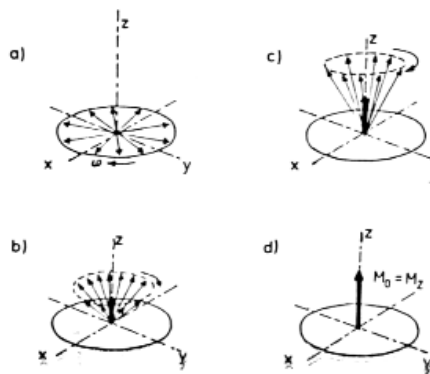


Figura 4.4 - Tempo de relaxação $T1$ [Adaptado de. Ingolf P. Arlart, Georg M. Bongartz, Guy Marchal *Magnetic Resonance Angiography* 2002]

Noção de eco de spin

Se, em determinado momento, for aplicado um novo pulso de rádio-frequência, de 180° , inverte-se a posição relativa dos spins e implica que passado algum tempo os spins se reagrupem para que fiquem novamente, em fase provocarem um novo aumento na magnetização transversal - *eco de spin*. ^[16]

Como seria de esperar, as interacções dos spins, estão sujeitas a algumas oscilações pelo que os seus efeitos prevalecem e são responsáveis pela diminuição gradual da magnetização transversal. À constante de tempo que caracteriza este decaimento dá-se o nome de tempo de relaxação spin/spin e tem o símbolo T2 (Figura 4.5). Este, a par da densidade protónica e do tempo de relaxação T1, é um dos parâmetros responsáveis pela distinção entre os tecidos. ^[16]

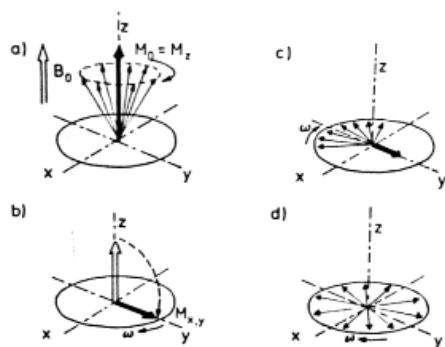


Figura 4.5 – Tempo de relaxação T2 [Adaptado de. Ingolf P. Arlart, Georg M. Bongartz, Guy Marchal *Magnetic Resonance Angiography* 2002]

Actualmente, a formação de IRM implica sequências de diversos pulsos que enfatizem os parâmetros que mais nos interessam. Uma destas sequências que terá sido amplamente utilizada continua a merecer menção, corresponde à repetição sequencial de um pulso de 90°, seguido de vários de 180°. Nesta sequência dá-se o nome de TE – *tempo de eco* - ao tempo entre dois pulsos de 180° e de TR – *tempo de repetição* - a dois pulsos consecutivos de 90°. ^[16]

Imagens com contraste em densidade protónica, T1 e T2

Pode dizer-se que o sinal medido em RMN depende da densidade protónica, do tempo de relaxação spin/spin e do tempo de relaxação spin/rede da seguinte forma:

$$I \propto e^{-TE/T2} (1 - e^{-TR/T1}) \quad (4.2)$$

Esta expressão permite compreender de que forma é que é possível manipular o contraste das imagens, enfatizando os parâmetros que se pretende. Por exemplo, no sangue, cujo principal constituinte é a água, o tempo de relaxação spin/rede é muito mais baixo do que o da água pura, porque se estabelecem ligações entre a água e os restantes constituintes sanguíneos. Deste modo, para imagens com contraste em T1 aparecem a branco tecidos como a gordura e escuro apresentam-se regiões com fluidos puros e o líquido céfalo-raquidiano. ^[17] Relativamente ao tempo de relaxação spin/spin o factor determinante é a presença de campos magnéticos locais. Como os fluidos apresentam uma grande mobilidade não possuem campos magnéticos intrínsecos e, por conseguinte, o sangue apresenta T2 maiores. Assim, nas imagens em T2, aparecem a branco os tecidos com uma grande quantidade de água livre e a escuro as substâncias que contêm ferro, como o sangue (ver Figura 4.6). ^[17]

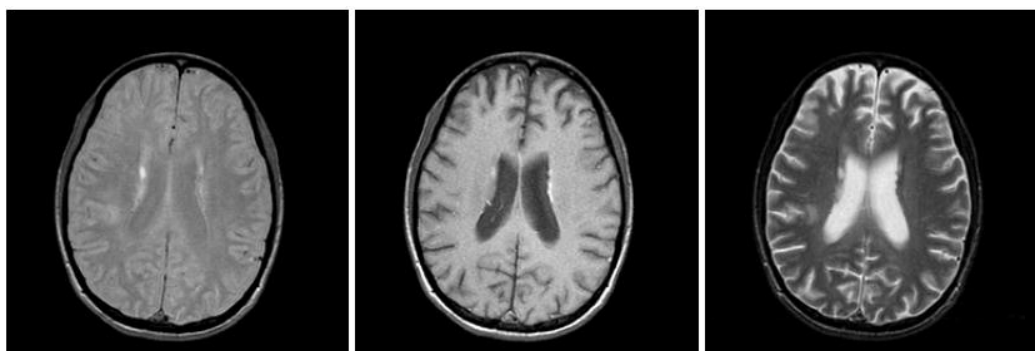


Figura 4.6 – Comparação entre as imagens de RMN obtidas através de contraste: a) densidade protónica, b) T1 e c) [Obtida de. J. C. Tamraz, C. Outin, M. Forjaz Secca, B. Soussi MRI Principles of The Head, Skull Base and Spin: A Clinical Approach; Springer-Verlag; 2002]

Agentes de contraste

Mesmo apresentando uma enorme potencialidade no que toca ao contraste, a IRM permite ainda a utilização de agentes de contraste que melhoram a visibilidade de determinado tecido. Contam-se como agentes de contraste substâncias que, devido à sua susceptibilidade magnética, interfiram ao nível dos tempos de relaxação. No caso da RMN craniana, uma das substâncias mais utilizadas para este efeito é o gadolínio. Esta substância, pelo facto de apresentar electrões desemparelhados, contribui de um modo decisivo, para a alteração do tempo de relaxação spin/spin (T1), visto que cria campos magnéticos locais fortes. ^[17]

Gradientes de campo magnético

Para distinguir os diversos pontos de um tecido é aplicado um gradiente de campo em substituição do campo magnético estático. Ao aplicar um gradiente de campo magnético numa determinada direcção, os spins vão começar a rodar com velocidades diferentes e a frequência da ressonância medida vai ser diferente para cada plano perpendicular à direcção. ^[17]

Utilização dos gradientes de campo na formação da imagem

Ao introduzir um gradiente de campo segundo z, ou seja, ao campo magnético estático a que se sujeita o indivíduo, soma-se pequenos campos de diferentes intensidades segundo o eixo z. Então, na origem do eixo do z que se encontra aplicado um campo B_0 . Adiante em Δz encontrar-se-á um campo de intensidade $B_0 + \delta B$, e na ordenada $2\Delta z$ estará um campo de intensidade $B_0 + \delta B$ e assim sucessivamente, até cobrir todo o corpo segundo essa direcção. Os prótons dos átomos de hidrogénio adquirem, em cada plano perpendicular ao eixo z, uma determinada frequência. ^[17]

Este facto implica que, quando se aplica um campo RF com uma frequência específica, este actua apenas sobre os spins que precessam com essa frequência. Ou seja, apenas os spins pertencentes a um determinado plano são responsáveis pela magnetização transversal medida e a espessura de cada plano é estabelecida a partir da gama de frequências contidas no pulso de RF. Uma vez seleccionada o plano, o passo seguinte passa por escolher uma linha desse plano aplicando um gradiente segundo y . A aplicação desse gradiente implica que os spins do plano escolhido adquirem frequências diferentes. Se o gradiente segundo y estiver apenas activo por breves instantes, o resultado da sua aplicação é o aparecimento de uma diferença de fase em cada linha da fatia considerada.^[17]

Deste modo, quando o gradiente segundo y cessa, os spins desse plano rodam todos com a mesma velocidade, mas em cada linha encontram-se numa fase distinta. Para se obter informação tridimensional será utilizado um gradiente de campo segundo x . Neste caso, ir-se-á impor diferentes frequências a cada ponto de cada linha. Assim, a cada linha corresponde uma fase (codificação de fase) e a cada coluna corresponde uma frequência (codificação de frequência).^[17] Ou seja, o sinal medido contém informação sobre a fase e a frequência, as quais podem ser acedidas através da Transformada De Fourier. O sinal é, por esta via, dividido em várias componentes, cada uma das quais correspondendo a uma determinada frequência e fase. Ou seja, cada uma contendo informação sobre um determinado elemento de volume.^[17]

Fluxo Sanguíneo

O movimento de fluidos no interior do organismo funcionou, nas IRM estruturais, como factor de perda de qualidade de imagens. Atendendo à forma como as imagens são construídas, quando spins inicialmente numa determinada região do corpo são estimulados através de um pulso de RF e, em seguida se deslocam, o sinal medido não corresponde à região inicialmente seleccionada, mas sim àquela para a qual os spins se deslocaram.^[18] Este fenómeno, porém, pode ser utilizado com o objectivo de obter informação acerca do fluxo sanguíneo e construir imagens angiográficas. Existem, essencialmente, duas sequências de Angiografia por Ressonância Magnética (ARM): *Time-of-flight* (TOF) e *Phase-contrast* (PC).^[18] Tendo em conta o carácter não-invasivo, espera-se que estas sequências de ARM venham a substituir as angiografias tradicionais que recorrem à utilização de agentes de contraste e podem causar desconforto ao doente.

4.2.2 Time-of-Flight

Esta sequência de IRM utiliza o movimento do sangue através do plano de imagem. Em TOF, uma aquisição de *spin echo* num plano através do qual passa um vaso, um pulso de 90° afecta todo o plano de aquisição. Depois, quando o pulso de 180° é aplicado, o sangue afectado pelo pulso de 90° fica fora do plano de aquisição não contribuindo para o sinal e deixando um vazio (*flow void*). Ou seja, apenas permanece a imagem do tecido estacionário.^[19]

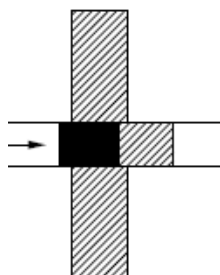


Figura 4.7 – Vaso com um *flow void* depois da sequência de pulso [Adaptado de. **Gerhard H. Mostbeck, Gary Caputo, Charles Higgins** *MR Measurement of Blood Flow in Cardiovascular System*; American Roentgen Ray Society AJR 159:453-461 1992]

Para definir o fluxo sanguíneo como contraste utiliza-se um pulso de 90° num local diferente do pulso de 180° no plano de imagem. É ainda possível fazer ajustes fazendo variar o Tempo de Eco (TE) ou a zona na qual se aplica o pulso de 90° .^[20] Contudo, nem só o sinal do sangue anula-se, pois poderão existir artefactos devido ao movimento do sangue que introduzem incorrecções na codificação da localização. Apesar de com a TOF poder-se obter projecções múltiplas e ter uma boa relação sinal-ruído, tem inconvenientes no seu diagnóstico. Trombos ou compostos com T1 curto podem simular fluxo e os vasos tortuosos apresentam menor resolução e contraste.^[20] Também para fluxos complexos ou turbulentos ocorrerá também uma perda do sinal por semelhantes razões.

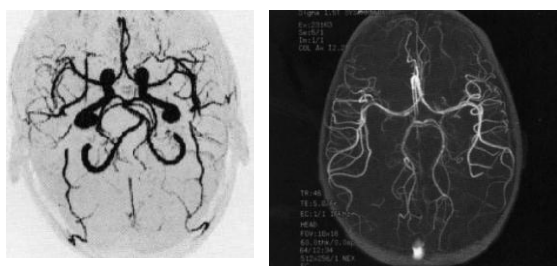


Figura 4.8 – Angiogramas obtidos através da sequência de TOF [Obtida de. **R. Edelman, S. Ahn, D. Chien, W. Li, A. Goldmann, M. Mantello, J. Kramer, J. Kleefield** *Improved Time-of-Flight MR Angiography of the Brain with Magnetization Transfer Contrast* Radiology 184:395-399;1992]

O sangue em movimento com diferentes velocidades vai ser diferentemente saturado. Como o mecanismo de contraste em TOF é, ao nível de saturação, diferenciar o sangue do tecido estacionário pode torna-se difícil nestas condições onde ocorre diferentes magnetizações de spin no plano imagem, como é o caso das MAV's.^[20]

4.2.3 Phase-Contrast

A *Phase-contrast* (PC), ao contrário da imagem anatómica obtida por RM que resulta de uma codificação da magnitude, codifica a imagem de acordo com codificação da fase do spin. E, ao contrário de TOF, que se baseia apenas no realce do fluxo, PC consegue uma medição quantitativa da circulação sanguínea nos vasos. A fase, após a aplicação de gradientes não lineares bipolares, é nula nos spins estacionários do tecido e não nula nos spins cinéticos do sangue, onde se relaciona directamente com a velocidade dos *spins* dentro de cada *voxel*.^[21]



Figura 4.9 – Gradientes bipolares [Adaptado de. Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, Michael Galanski *Cardiovascular Flow Measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation*; RadioGraphics 22:651-671 2002]

Em suma, para detectar fluxo é utilizado um gradiente bipolar positivo que desfase os *spins* numa direcção e o gradiente bipolar negativo que desfase os *spins* na direcção oposta (ver Figura 4.9). Os *spins* estacionários do tecido adjacente voltam à fase inicial e a sua fase é 0° , mas os *spins* cinéticos adquirem 90° de fase, depois de uma sequência do gradiente bipolar, e 180° no total das duas sequências. Constrói-se, então, uma IRM ponderada em fase: velocidade positiva (fase 180°), sem movimento (0°) e com velocidade negativa (-180°).^[21] Onde a velocidade dos spins é linearmente proporcional à diferença de fase que os mesmos têm:

$$\Delta\Phi = \gamma \cdot 2AT \cdot v \quad (4.3)$$

Onde $\Delta\Phi$ é a diferença de fase, γ , a razão giromagnética, $2A$ é dobro da área do gradiente bipolar positivo, T o intervalo de tempo do gradiente bipolar negativo e v a velocidade do *spin* ao longo da direcção do gradiente.^[21]

4.2.3.1 Medição Quantitativa de Fluxo Sanguíneo

Assim, para além da anatomia vascular (ver Figura 4.10), o fluxo, a direcção e o sentido da circulação sanguínea podem ser determinados, através da codificação da diferença de fase. Para avaliar a informação do fluxo, os planos de aquisição devem ser perpendiculares à secção do vaso de interesse para que a sua área possa ser determinada. Onde a área do lúmen e a velocidade do fluxo sanguíneo se relacionam com a taxa de fluxo volumétrico.^[22]

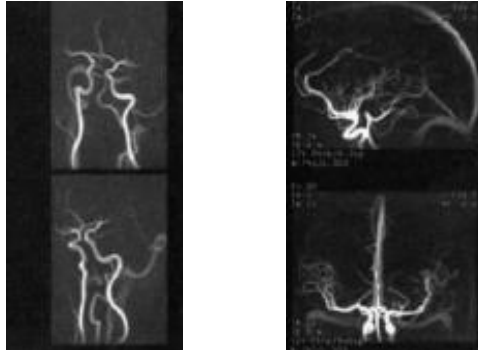


Figura 4.10 – Angiogramas obtidos através de *Phase Contrast* [Obtidas de. **Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, Michael Galanski** *Cardiovascular Flow Measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation*; RadioGraphics 22:651-671 2002]

A taxa de fluxo volumétrico, representado pelo símbolo Q , é o volume de fluido que passa através de um determinada área por unidade de tempo (p.e. metros cúbicos por segundo [$\text{m}^3 \text{s}^{-1}$] em unidades SI, ou mililitros por minuto [ml/min]. Taxa de fluxo volumétrico não deve ser confundido por fluxo volumétrico, definido pela Lei de Darcy e representada pelo símbolo q , com unidades de [$\text{m}^3/(\text{m}^2 \text{s})$].^[22] A integração do fluxo sobre uma determinada area é a taxa de fluxo volumétrico. Dada uma área A e um fluido que atravessa com determinada velocidade v com ângulo θ em relação à direcção perpendicular de A , a taxa de fluxo volumétrico é:^[22]

$$Q = A \cdot v \cdot \cos\theta \quad (4.4)$$

Nos casos que o fluxo é perpendicular à area A , ou seja, $\theta = 0^\circ$, a taxa de fluxo volumétrico é:

$$Q = A \cdot v \quad (4.5)$$

Em PC, a medição é sensível apenas à mudança da posição dos spins ao longo do eixo do gradiente codificado. Para o fluxo no plano ortogonal, o produto da velocidade medida (cm/s) e a área pixel (cm^2) é taxa de fluxo volumétrico (ml/s) por pixel.^[23] A taxa fluxo volumétrico no vaso, Q , pode ser obtida somando as velocidades de spin em todos os pixels na região de interesse (ROI) que incluem no lúmen:^[23]

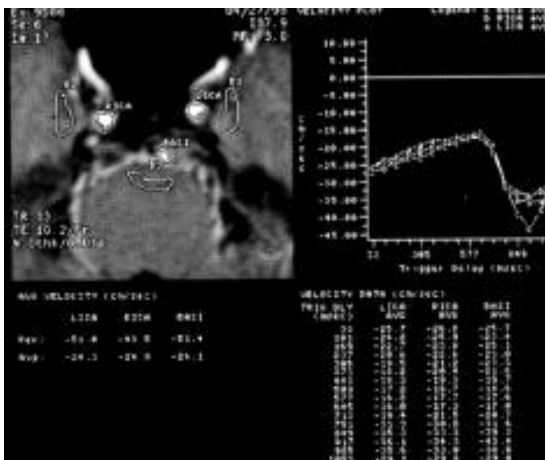
$$Q = \frac{A_{ROI}}{N} \sum_{i=1}^N v_i = A_{PIX} \sum_{i=1}^N v_i \quad (4.6)$$

, Onde A_{PIX} e A_{ROI} são a área do pixel e área do ROI, respectivamente, e o ROI tem N pixels e v_i de velocidade de spin. Para além disso, é necessário seleccionar uma codificação da velocidade (V_{ENC}) que se aproxime da esperada velocidade.^[23] A codificação da velocidade seleccionada - V_{ENC} - deve ser tão próxima quanto possível à velocidade máxima:

$$V_{ENC} = \frac{\pi}{\Delta\Phi} \cdot v \quad (4.7)$$

Para especificar a escala das velocidades, selecciona-se um valor de codificação para a velocidade (V_{ENC}). Velocidades do sangue superiores ou inferiores do que o valor de V_{ENC} serão deturpadas na imagem (ver Figura 4.11).

Na análise do fluxo sanguíneo dos vasos, a quantificação do fluxo sanguíneo é fulcral, na sequência PC que, entre outras vantagens, tem a possibilidade de codificação de várias velocidades, excelente supressão do tecido adjacente em relação aos vasos, diferenciação entre sangue estacionário e em movimento, para além de outras propriedades hemodinâmicas: fluxo, área, pulsatilidade, etc. [23]



Projecção de Máxima Intensidade

A sequência MIP consiste na representação bidimensional dos *voxels* de maior sinal em determinada projecção escolhida, sendo obtida por algoritmos de projecção. Realizam-se reconstruções segundo diferentes planos de projecção, o que permite a reconstrução 3D dos vasos. É uma sequência rápida, de fácil execução que fornece imagens com boa resolução. ^[24]

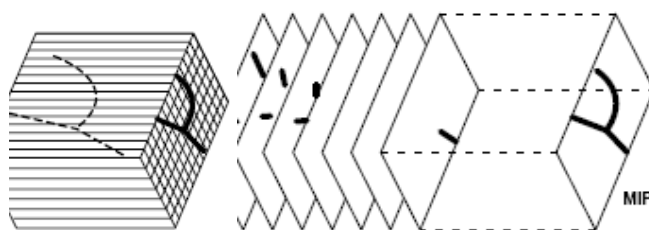


Figura 4.13 – Reconstrução da imagem com Projecção de Intensidade Máxima [Adaptado de: **Keller P., Drayer B. , Fram E. , et al** *MR Angiography via 2D-Acquisition but yielding a 3D-display: A Work in Progress*; Radiology 173: 527:532 1989]

Com imagens de PC a 3D, aumentam as vantagens: melhor supressão do tecido estacionário, maior sensibilidade a fluxo lento ou rápido em todas as direcções, redução do desfasamento intravoxel da fase do spin, maior número de projecções e possibilidade de visualização de ambas estruturas, arterial e venosa.^[24]

4.2.3.3 Limitações da Medição

A sequência PC tem uma variedade de factores e variáveis que podem afectar a aparência da imagem. Ou seja, podem haver factores que distorçam e produzam uma imagem que não corresponde à real, isto sem o desejarmos. E, se por vezes artefactos e limitações podem ser ignorados, por outras, podem levar mesmo a diagnósticos errados e medições erróneas de fluxo.^[25] As causas de uma inadequada medição do fluxo sanguíneo podem ser atribuído a:

1 – Efeitos de Correntes Eddy; **2** - Efeitos de Volume Parcial; **3** – Efeitos de Saturação; **4** - Dispersão de fase intravoxel do spin; **5** – Separação de Fluxo; **6** – Artefactos de Imagem; **7** – Pulsatilidade; **8** – Codificação do Fluxo; **9** – Orientação do Plano de Aquisição;

1.Efeitos de Corrente Eddy

As medições feitas com gradientes de campos magnéticos induzidos podem sofrer efeitos de Corrente Eddy e contribuir para as anormais variações de fase do spin. Estas correntes induzidas produzem um campo magnético que se opõe ao campo magnético inicial. Como consequência, adicionam uma distorção à velocidade do spin nas medições de fluxo.^[25]

2.Efeitos de Volume Parcial

Os efeitos de Volume Parcial ocorrem quando um voxel tem um spin em tecido estacionário e um spin em movimento, como na corrente sanguínea. Os sinais gerados por ambos protões localizados no mesmo voxel, não podem ser separados um de outro, durante o processo de reconstrução.^[25]

Quando combinados contrariam-se e o sangue adquire uma variação de fase significativa, enquanto prótons estacionários adquire uma mudança de fase nula ou quase nula. O resultado dos efeitos de volume parcial é normalmente a sobrestimação da taxa de fluxo fluxométrico para um determinado vaso. ^[25]

3.Efeitos de Saturação

A saturação dos spins (ou saturação T1) ocorre quando TR é muito curto para os spins recuperarem dos pulsos RF. Como compensação utiliza-se TE curtos para reduzir o tempo de dispersão de fase dos spins. ^[25]

4.Dispersão de fase Intravoxel do Spin

Esta dispersão é uma limitação da ARM e ocorre quando existe um grande conjunto de spins com velocidades num voxel de imagem. Quanto maior o número de velocidades com diferentes direcções maior será a dispersão de fase no voxel e maior a perda de sinal. Ocorre normalmente em fluxos pulsáteis e bifurcações de vaso. Para esta correcção diminui-se o tamanho do voxel minimizando o desfase dos spins. ^[25]

5.Separação de Fluxo

Nestes casos, do desfase dos spins, verifica-se separação de fluxo, ou seja, fluxos com velocidades muito diferentes como no caso de bifurcações e estenoses. Uma das sequências de correcção é a compensação de fluxo que utiliza gradientes de campo magnético para restabelecer a coerência de fase. ^[25]

6.Artefactos de imagem

IRM tem uma variedade de factores que afectam a imagem. Contudo podem haver factores que distorçam e produzam uma imagem que não corresponde à esperada. Se por vezes estes artefactos podem ser ignorados, por outras, podem levar mesmo a diagnósticos errados. Entre os principais motivos para a ocorrência listam: movimento do paciente, movimento respiratório e susceptibilidade magnética (Figura 4.14). ^[25]



Figura 4.14 – Artefacto de Imagem [Obtida de. **Andersen A., Kirsch J. , Analysis of Noise in Phase Contrast MR Imaging.** Med Physics; 23:857-869; 1996]

7.Movimento do Vaso

O movimento do vaso devido à pulsatilidade pode também estar na origem dos erros na medição de fluxo. Os movimentos da respiração podem ser controlados com aquisições cine 2D PC.

Nestas aquisições, o movimento respiratório é sincronizado (*gating*) relativamente a aquisição de fluxo. Os movimentos do vaso devido à pulsatilidade podem originar erros e causar efeitos de volume parcial. Devido a este movimento torna-se difícil definir os limites do lúmen, ou seja, precisar o ROI do fluxo e, conseqüentemente, obter valores imprecisos. ^[25]

Se o fluxo de um vaso é pulsátil, pode-se determinar a sua pulsatilidade através da equação:

$$P = \frac{v_s - v_D}{V_m}$$

Onde P é a pulsatilidade, v_s , a velocidade sistólica, v_D , a velocidade diastólica e V_m , a velocidade média.

8.Codificação do Fluxo

Os gradientes bipolares podem ser aplicados em várias direcções: Superior/Inferior (S/I), Anterior/Posterior (A/P), Direita/Esquerda (D/E) ou Oblíquo. As imagens resultantes que são codificadas segundo uma direcção de fluxo. Numa imagem de fluxo S/I, por exemplo, o fluxo inferio-superior é representado pelos valores positivos do pixel (branco) e fluxo supero-inferior é representado pelos valores negativos do pixel (preto). Em alternativa, apresentamos um modelo matemático que consegue medir o fluxo de cada vaso através da correlação do ângulo entre a direcção do fluxo e o plano de aquisição. ^[25]

4.2.3.4 Orientação do Plano de Aquisição

Para a imagem de análise do fluxo, o eixo de codificação do fluxo deverá ter a direcção perpendicular – ortogonal - ao plano de aquisição. E, como já referimos, o eixo de codificação de fluxo de um plano axial tem de ser [Superior/Inferior], um eixo de codificação de fluxo de um plano coronal [Anterior/Posterior], eixo de codificação de fluxo de um plano sagital [Direita/Esquerda] e eixo de codificação de fluxo de um plano oblíquo deve ser adequado ao vaso respectivo. ^[26] Apenas as imagens de planos ortogonais podem ser processadas consoante as direcções seleccionadas.

Se se estiver a adquirir uma aquisição axial, apenas a imagem com fluxo S/I será processada e medida. No nosso caso de estudo, foi considerado um plano de plano axial, onde o eixo de codificação é [Superior/Inferior]. ^[26] Ou seja, apenas a imagem com fluxo Superior/Inferior será analisada. Todo o fluxo com outra direcção que não perpendicular ao plano axial terá de ser compensado ou corrigido. Se o fluxo é oblíquo ao plano de aquisição, não ortogonal à direcção do plano, a velocidade vai ser subestimada e θ é o ângulo entre a direcção do fluxo e o plano de aquisição seleccionado:

$$Q = A \cdot v \cdot \cos\theta$$

Se o vaso está apenas a alguns graus da perpendicular ($\theta < 10^\circ$), o valor da velocidade é muito próximo do real. Para maiores ângulos, torna-se necessário medir θ e corrigir o valor de fluxo sanguíneo e suas componentes. ^[26]



Figura 4.15 – Plano de aquisição perpendicular – à esquerda – e oblíquo – à direita - ao vaso [Adaptado de. **Tan R., Mohiaddin R.** *Cardiovascular applications of magnetic resonance angiography flow measurement*. Rays 26:71-91; 2001]

A área do vaso aumenta com maior angulação do plano de aquisição e vice-versa. Isto faz com que área (ROI), velocidade e fluxo sejam subestimados. Contudo, este método é tolerante a ROI's definidos maiores que o verdadeiro lúmen, desde que a velocidade esperada fora dos limites do vaso seja zero. Se, no entanto, o ROI for demasiado grande, a velocidade média e o fluxo sanguíneo têm erros de compensação. ^[27]

Em suma, as medições de fluxo com PC são relativamente toleráveis a determinados erros. No entanto, estes erros podem ser minimizados.

5. Modelo Geométrico Angiográfico de Correção

Apresentamos, então, um modelo geométrico que permite a correção e optimização na medição de fluxo e da velocidade. Dele depende o ângulo que o vaso faz com o plano de aquisição e com o plano axial.

Através deste modelo esperamos obter um valor mais correcto numa única medição. Para comprovar tal hipótese mediu-se a velocidade do fluxo sanguíneo na artéria basilar com uma correção angular baseado no modelo geométrico que agora se apresenta.

5.1. Ângulos de Euler

Os ângulos de Euler (ver Figura 5.1) foram desenvolvidos por Leonard Euler para descreverem a orientação de um corpo rígido (um corpo no qual a posição relativa dos seus pontos é constante) num espaço euclidiano tridimensional.

Para dar ao objecto uma orientação específica ele deve ser submetido a uma sequência de 3 rotações descritas pelos ângulos de Euler. Isto é equivalente a dizer que uma matriz de rotação pode ser decomposta como um produto de 3 rotações elementares. ^[28]

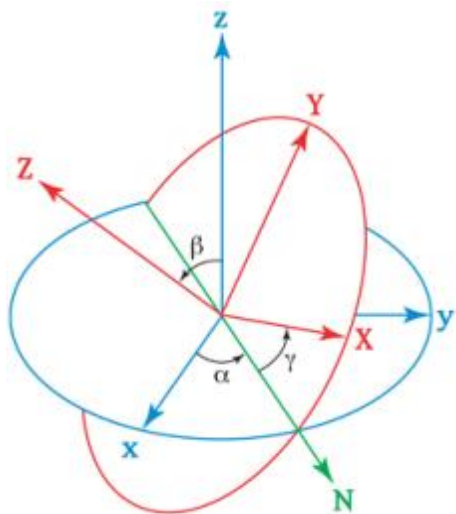


Figura 5.1 – Ângulos de Euler [Obtido de. **Goldstein, H.** "The Euler Angles" and "Euler Angles in Alternate Conventions." §4-4 and Appendix B in *Classical Mechanics*, 2nd ed. Addison-Wesley, pp. 143-148 and 606-610, 198]

5.2 Matriz de Rotação

Rotação é uma operação básica muito usada em aplicações gráficas. Ela faz parte de um grupo maior de transformações chamadas isométricas, que tem a característica de preservarem o comprimento do vector. ^[29] Para construir a matriz de rotação considere o exemplo seguinte.

Tendo o ponto p representado pelo vector de posição \vec{P} num espaço tridimensional OUVW.

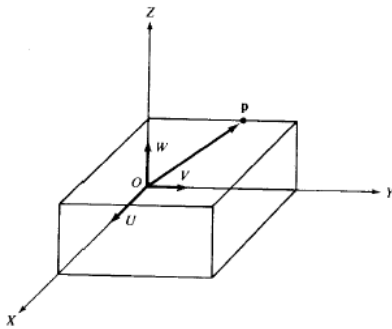


Figura 5.2 – Sistema de coordenadas de referência OXYZ com Espaço tridimensional OUVW [Adaptado de. **Varshalovich, D. A.; Moskalev, A. N.; and Khersonskii, V. K.** "Description of Rotation in Terms of the Euler Angles." in Quantum Theory of Angular Momentum. Singapore: World Scientific, pp. 21-23, 1988]

Supondo que OUVW coincide com o sistema de coordenadas de referência OXYZ ^[40] conforme

esquemático na figura 5.2. Temos que:

$$\vec{P}_{uvw} = \begin{bmatrix} p_u \\ p_v \\ p_w \end{bmatrix} \quad \text{e} \quad \vec{P}_{xyz} = \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} \quad \text{Se}$$

o eixo coincidir com U, Y coincidir com V e Z coincidir com W, então

$\vec{P}_{uvw} = \vec{P}_{xya}$ Vectorialmente, temos: $\vec{P}_{xyz} = p_x \hat{i} + p_y \hat{j} + p_z \hat{k}$. ^[29]

E onde $\hat{i}_x, \hat{j}_y, \hat{k}_z$ representam os vectores unitários relativos aos eixos OX, OY e OZ do sistema de coordenadas OXYZ.

Podemos representar o vector \vec{P} relativamente ao sistema de coordenadas OUXW por

$\vec{P}_{uvw} = p_u \hat{i}_u + p_v \hat{j}_v + p_w \hat{k}_w$. Podemos obter uma matriz R [3x3] que transforme

\vec{P}_{uvw} em \vec{P}_{xya} após o sistema de coordenadas OUVW ter rodado relativamente a OXYZ. ^[40]

Saliente-se o ponto p rodou junto com o sistema de coordenadas OUVW. Ou

seja: $\vec{P}_{xya} = R \cdot \vec{P}_{uvw}$. Pela definição do produto escalar:

$$\begin{aligned} p_x &= \hat{i}_x \bullet \vec{p} = \hat{i}_x (p_u \hat{i}_u + p_v \hat{j}_v + p_w \hat{k}_w) = \hat{i}_x \bullet \hat{i}_u p_u + \hat{i}_x \bullet \hat{j}_v p_v + \hat{i}_x \bullet \hat{k}_w p_w \\ p_y &= \hat{i}_y \bullet \vec{p} = \hat{i}_y (p_u \hat{i}_u + p_v \hat{j}_v + p_w \hat{k}_w) = \hat{i}_y \bullet \hat{i}_u p_u + \hat{i}_y \bullet \hat{j}_v p_v + \hat{i}_y \bullet \hat{k}_w p_w \\ p_z &= \hat{i}_z \bullet \vec{p} = \hat{i}_z (p_u \hat{i}_u + p_v \hat{j}_v + p_w \hat{k}_w) = \hat{i}_z \bullet \hat{i}_u p_u + \hat{i}_z \bullet \hat{j}_v p_v + \hat{i}_z \bullet \hat{k}_w p_w \end{aligned}$$

Sob a forma matricial:

$$\begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}_x \bullet \hat{i}_u & \hat{i}_x \bullet \hat{j}_v & \hat{i}_x \bullet \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \bullet \hat{i}_u & \hat{j}_y \bullet \hat{j}_v & \hat{j}_y \bullet \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \bullet \hat{i}_u & \hat{k}_z \bullet \hat{j}_v & \hat{k}_z \bullet \hat{k}_w \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_u \\ p_v \\ p_w \end{bmatrix}$$

Em que a nossa matriz de rotação é dada por: $R = \begin{bmatrix} \hat{i}_x \bullet \hat{i}_u & \hat{i}_x \bullet \hat{j}_v & \hat{i}_x \bullet \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \bullet \hat{i}_u & \hat{j}_y \bullet \hat{j}_v & \hat{j}_y \bullet \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \bullet \hat{i}_u & \hat{k}_z \bullet \hat{j}_v & \hat{k}_z \bullet \hat{k}_w \end{bmatrix}$

De recordar que pela definição de produto escalar, $\vec{a} \bullet \vec{b} = |\vec{a}| \cdot |\vec{b}| \cos \theta$ em que θ é o ângulo entre os dois vectores.

Matriz de rotação sobre o eixo OX

Supondo que o nosso sistema de coordenadas OUVW rodou um ângulo α em relação ao sistema de coordenadas de referência OXYZ sobre o eixo OX. ^[40]

Levado em conta que $\vec{a} \bullet \vec{b} = |\vec{a}| \cdot |\vec{b}| \cos \theta$, a matriz $R_{x,\alpha}$ fica com a seguinte forma:

$$\begin{aligned} R_{x,\alpha} &= \begin{bmatrix} \hat{i}_x \bullet \hat{i}_u & \hat{i}_x \bullet \hat{j}_v & \hat{i}_x \bullet \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \bullet \hat{i}_u & \hat{j}_y \bullet \hat{j}_v & \hat{j}_y \bullet \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \bullet \hat{i}_u & \hat{k}_z \bullet \hat{j}_v & \hat{k}_z \bullet \hat{k}_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos 0^\circ & \cos 90^\circ & \cos 90^\circ \\ \cos 90^\circ & \cos \alpha & \cos(90^\circ + \alpha) \\ \cos 90^\circ & \cos(90^\circ + \alpha) & \cos \alpha \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Matriz de rotação sobre o eixo OY

Supondo agora o nosso sistema de coordenadas OUVW rodar um ângulo α em relação ao sistema de coordenadas referência OXYZ sobre OY ^[29] conforme esquematizado na figura:

$$R_{y,\alpha} = \begin{bmatrix} \hat{i}_x \bullet \hat{i}_u & \hat{i}_x \bullet \hat{j}_v & \hat{i}_x \bullet \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \bullet \hat{i}_u & \hat{j}_y \bullet \hat{j}_v & \hat{j}_y \bullet \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \bullet \hat{i}_u & \hat{k}_z \bullet \hat{j}_v & \hat{k}_z \bullet \hat{k}_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\alpha & \cos 90^\circ & \cos(90-\alpha)^\circ \\ \cos 90^\circ & \cos 0^\circ & \cos 90^\circ \\ \cos(90^\circ + \alpha) & \cos 90^\circ & \cos\alpha \end{bmatrix} =$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\alpha & 0 & \text{sen}\alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}\alpha & 0 & \cos\alpha \end{bmatrix}$$

Matriz de rotação sobre o eixo OZ

Supondo agora que o nosso sistema de coordenadas OUVW rodou um ângulo α em relação ao sistema de coordenadas de referência OXYZ sobre o eixo OZ ^[40], conforme esquematizado na figura seguinte.

$$R_{z,\alpha} = \begin{bmatrix} \hat{i}_x \bullet \hat{i}_u & \hat{i}_x \bullet \hat{j}_v & \hat{i}_x \bullet \hat{k}_w \\ \hat{j}_y \bullet \hat{i}_u & \hat{j}_y \bullet \hat{j}_v & \hat{j}_y \bullet \hat{k}_w \\ \hat{k}_z \bullet \hat{i}_u & \hat{k}_z \bullet \hat{j}_v & \hat{k}_z \bullet \hat{k}_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\alpha & \cos(90+\alpha)^\circ & \cos 90^\circ \\ \cos(90-\alpha)^\circ & \cos\alpha & \cos 90^\circ \\ \cos 90^\circ & \cos 90^\circ & \cos 0^\circ \end{bmatrix} =$$

$$= \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\text{sen}\alpha & 0 \\ \text{sen}\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

5.3 Configurações do Modelo

Consideremos agora o sistema tridimensional de coordenadas cartesianas (x,y,z)

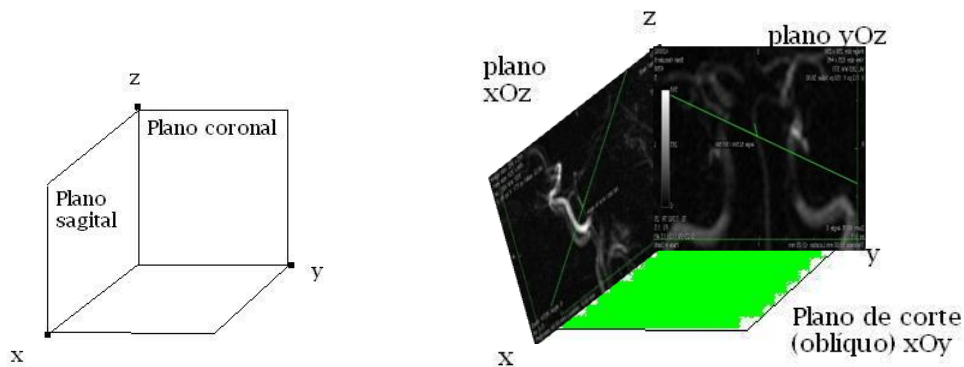


Figura 5.3 – Sistema de coordenadas OXYZ com planos coronal (yOz), sagital (xOz) e axial (xOy)

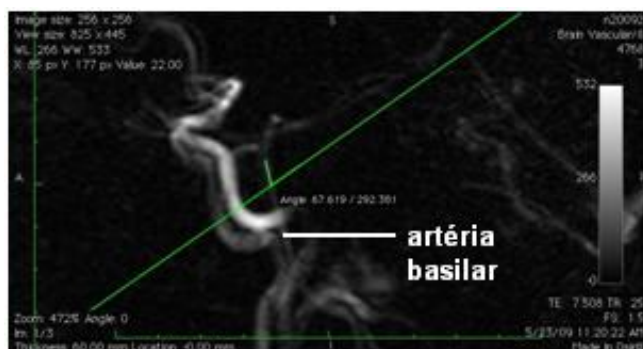
Onde o plano coronal será definido como o yOz e o plano sagital como plano xOz . Para determinar o ângulo que o vaso faz com o plano axial temos que dividir o procedimento em **dois passos**:

- 1º PASSO:** Ângulo que o vaso de interesse faz com o plano de aquisição;
- 2º PASSO:** Ângulo que o vector axial do plano de aquisição faz com o plano axial;

1º PASSO (Vaso de Interesse e Plano de aquisição)

Definimos, para este primeiro passo, o plano axial como sendo o plano de aquisição (verde). A partir deste ponto, reconstruiremos a expressão do ângulo que o vaso faz com este plano. E, posteriormente, determinaremos a relação desse ângulo com a velocidade axial e permitir a correcção da velocidade.

PLANO SAGITAL (xOz)



PLANO CORONAL (yOz)

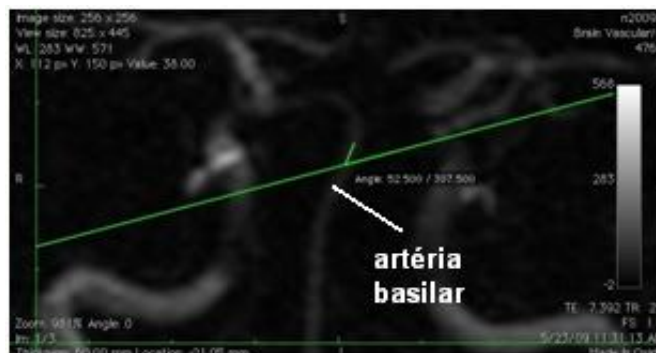


Figura 5.4 – Planos sagital e coronal com plano de aquisição oblíquo (verde) que intersecta a artéria basilar

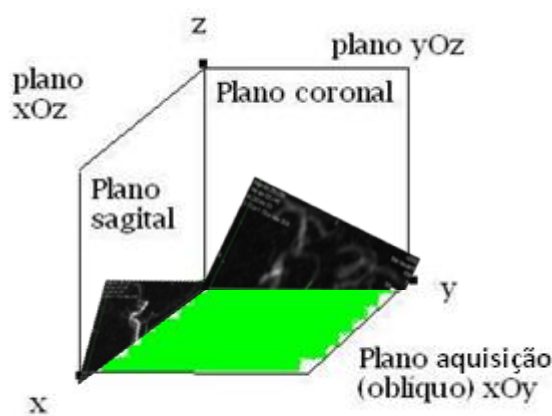


Figura 5.5 – Sistema de coordenadas OXYZ com projecções sagital e coronal

Mas antes, observemos os ângulos definidos pelo vaso:

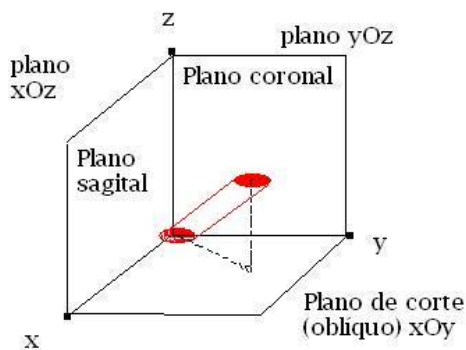


Figura 5.6 – Sistema de coordenadas OXYZ com representação tridimensional do vaso

O vaso de interesse pode ser definido como uma recta oblíqua ao plano de aquisição, onde perfaz determinados ângulos com o plano sagital, plano coronal e plano de aquisição. Através destes ângulos determinaremos a relação entre vector velocidade e vector velocidade axial. Definimos, então o vector da velocidade e vector velocidade axial como:

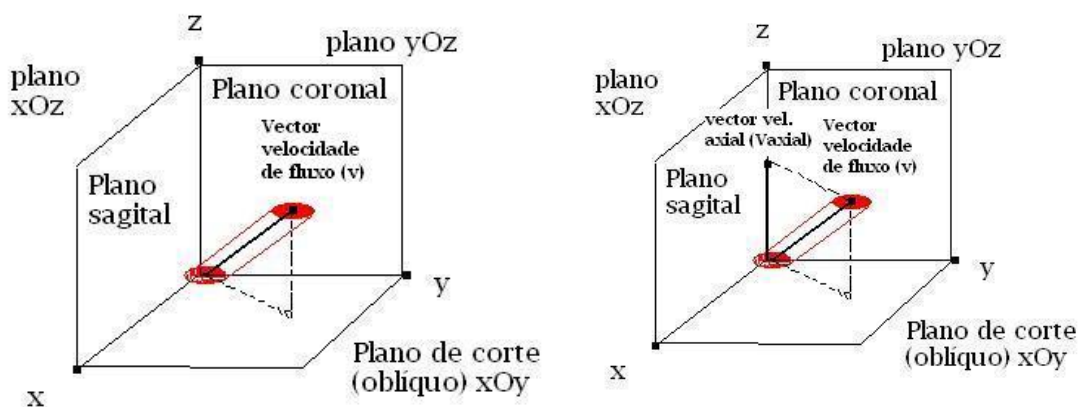
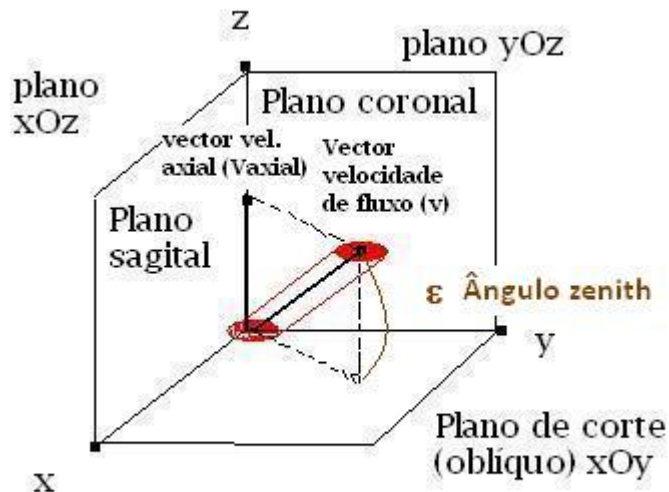


Figura 5.7 – Sistema de coordenadas OXYZ com representação dos vectores de velocidade

, onde a relação entre os dois vectores é o ângulo de elevação (ε), também conhecido como *zenith*, que se trata do ângulo que o vaso faz com o plano xOy (plano de aquisição).

Figura 5.8 – Sistema de coordenadas OXYZ com ângulo zenith (ε) formado pelo vaso e o plano



Ângulo principal

Ângulo Zenith (ε) – ângulo formado entre o vaso de estudo e o plano de aquisição

Ângulos orientados

Ângulo Cant (β) – ângulo formado pela projecção do vector velocidade no plano sagital

Ângulo Novo Zenith (ε') – ângulo formado pela projecção do vector velocidade no coronal

Ângulo Azimuth (α) – ângulo formado pela projecção do vector velocidade no plano de corte

Segundo a projecção yOz (plano coronal), o vaso fará um determinado ângulo, ε' (novo *zenith*), e uma nova velocidade (\mathbf{v}') é definida. Segundo a projecção xOz (sagital), o vaso fará um determinado ângulo, β (*cant*). E segundo a projecção xOy (plano de aquisição), o vaso fará um determinado ângulo, α (azimuth) e uma velocidade (\mathbf{v}'').

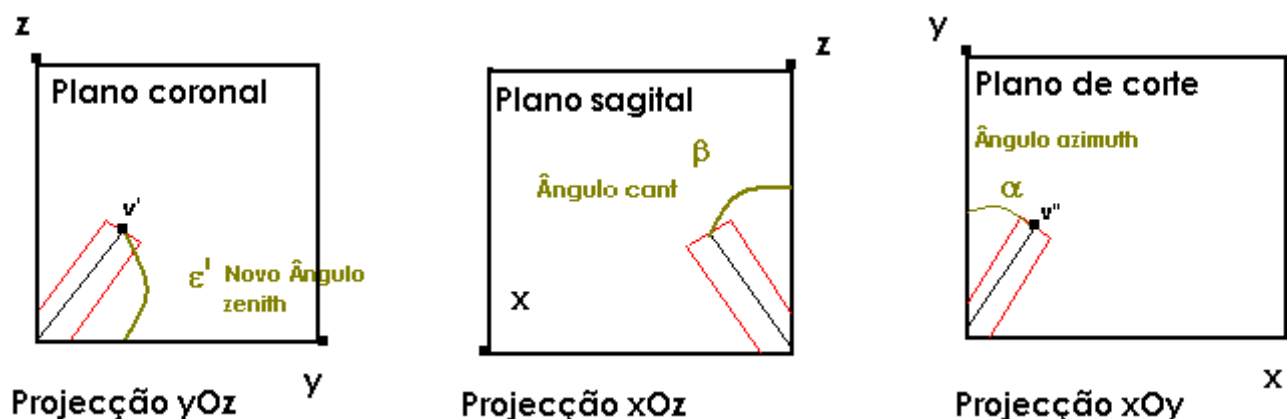


Figura 5.9 – Projecções dos planos coronal yOz, sagital xOz e axial xOy com ângulos formados

Para o nosso caso o ângulo mais importante será o de zenith (ε), pois permite determinar uma relação trigonométrica entre o vector de velocidade e o vector velocidade axial. Mas antes, analisaremos o a velocidade, \mathbf{v}' , projectado no plano yOz.

Podemos definir \mathbf{v}' nas suas componentes $[\mathbf{v}'_x, \mathbf{v}'_y, \mathbf{v}'_z]$ com o ângulo ε , como sendo:

$$\mathbf{v}' = [\mathbf{v}'_x, \mathbf{v}'_y, \mathbf{v}'_z] = [0, \cos(\varepsilon'), \sin(\varepsilon')] \quad (5.1)$$

, onde ε' é o novo ângulo *zenith* formado aquando de uma projecção no plano coronal (yOz).

Para se determinar o vector de velocidade desejado (\mathbf{v}), onde as suas componentes são:

$$\mathbf{v} = [\mathbf{v}_x, \mathbf{v}_y, \mathbf{v}_z] \quad (5.2)$$

Teremos que proceder à multiplicação da velocidade anterior, \mathbf{v}' , por uma matriz de rotação. Uma matriz de rotação é uma matriz que quando multiplicada por um vector tem o efeito de mudar a direcção do vector. Neste nosso caso, pretendemos obter o vector velocidade (\mathbf{v}) a partir do vector de velocidade (\mathbf{v}') perfaz um ângulo *cant* (β).

Sabendo que, $\vec{v} = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix}$ e $\vec{v}' = \begin{bmatrix} v'_x \\ v'_y \\ v'_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\varepsilon') \\ \sin(\varepsilon') \end{bmatrix}$, (5.3)

$$\vec{v} = v_x \vec{i}_x + v_y \vec{j}_y + v_z \vec{k}_z \quad \text{e} \quad \vec{v}' = v'_x \vec{i}_{x'} + v'_y \vec{j}_{y'} + v'_z \vec{k}_{z'}$$

, onde $\vec{i}_x, \vec{j}_y, \vec{k}_z$ e $\vec{i}_{x'}, \vec{j}_{y'}, \vec{k}_{z'}$ representam os vectores direccionais unitários de \vec{v} e de \vec{v}' , respectivamente, relativos aos eixos Ox, Oy e Oz. Uma matriz de rotação (M) pode ser definida por um ângulo (β), e um vector (\hat{v}) sobre o qual roda sobre o eixo Y.

$$\hat{v} = M(\beta) \cdot \hat{v}' \quad (5.4)$$

Pela definição do produto escalar:

$$\begin{aligned} v_x &= \vec{i}_x \cdot \vec{v}' = \vec{i}_x \cdot (v'_x \vec{i}_{x'} + v'_y \vec{j}_{y'} + v'_z \vec{k}_{z'}) = \vec{i}_x \cdot \vec{i}_{x'} v'_x + \vec{i}_x \cdot \vec{j}_{y'} v'_y + \vec{i}_x \cdot \vec{k}_{z'} v'_z \\ v_y &= \vec{j}_y \cdot \vec{v}' = \vec{j}_y \cdot (v'_x \vec{i}_{x'} + v'_y \vec{j}_{y'} + v'_z \vec{k}_{z'}) = \vec{j}_y \cdot \vec{i}_{x'} v'_x + \vec{j}_y \cdot \vec{j}_{y'} v'_y + \vec{j}_y \cdot \vec{k}_{z'} v'_z \\ v_z &= \vec{k}_z \cdot \vec{v}' = \vec{k}_z \cdot (v'_x \vec{i}_{x'} + v'_y \vec{j}_{y'} + v'_z \vec{k}_{z'}) = \vec{k}_z \cdot \vec{i}_{x'} v'_x + \vec{k}_z \cdot \vec{j}_{y'} v'_y + \vec{k}_z \cdot \vec{k}_{z'} v'_z \end{aligned}$$

Sob a forma de matriz:

$$\begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vec{i}_x \cdot \vec{i}_{x'} & \vec{i}_x \cdot \vec{j}_{y'} & \vec{i}_x \cdot \vec{k}_{z'} \\ \vec{j}_y \cdot \vec{i}_{x'} & \vec{j}_y \cdot \vec{j}_{y'} & \vec{j}_y \cdot \vec{k}_{z'} \\ \vec{k}_z \cdot \vec{i}_{x'} & \vec{k}_z \cdot \vec{j}_{y'} & \vec{k}_z \cdot \vec{k}_{z'} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v'_x \\ v'_y \\ v'_z \end{bmatrix}$$

Em que a matriz de rotação, $M(\beta)$, é:

$$M(\beta) = \begin{bmatrix} \vec{i}_x \cdot \vec{i}_{x'} & \vec{i}_x \cdot \vec{j}_{y'} & \vec{i}_x \cdot \vec{k}_{z'} \\ \vec{j}_y \cdot \vec{i}_{x'} & \vec{j}_y \cdot \vec{j}_{y'} & \vec{j}_y \cdot \vec{k}_{z'} \\ \vec{k}_z \cdot \vec{i}_{x'} & \vec{k}_z \cdot \vec{j}_{y'} & \vec{k}_z \cdot \vec{k}_{z'} \end{bmatrix}$$

Recordando que a definição do produto escalar é dada por: $\vec{a} \cdot \vec{b} = |\vec{a}| |\vec{b}| \cos(\beta)$, em que β é

o ângulo *cant*, sobre o qual o vector \vec{v}' roda sobre o eixo Oy dá origem ao vector \vec{v} .

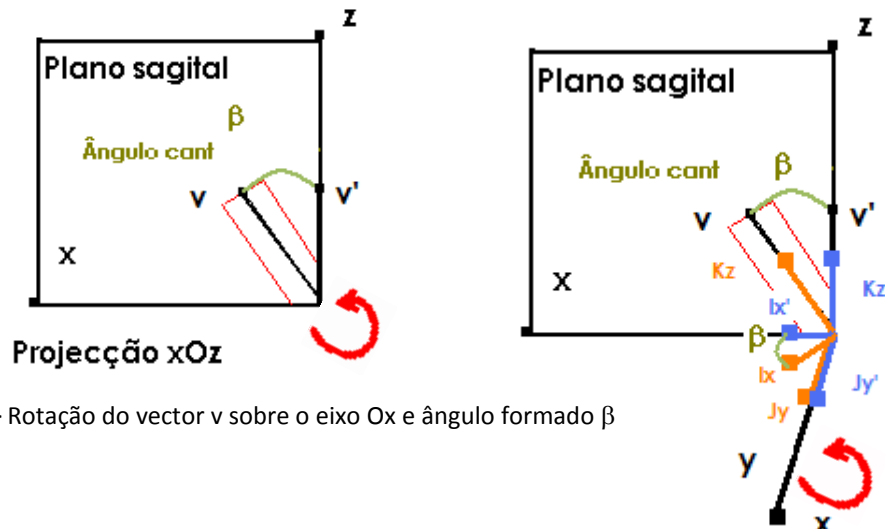


Figura 5.10 – Rotação do vector v sobre o eixo Ox e ângulo formado β

Por extrapolação gráfica, a matriz de rotação, $M(\beta)$, é:

$$M(\beta) = \begin{bmatrix} \vec{i}_x \bullet \vec{i}_{x'} & \vec{i}_x \bullet \vec{j}_{y'} & \vec{i}_x \bullet \vec{k}_{z'} \\ \vec{j}_y \bullet \vec{i}_{x'} & \vec{j}_y \bullet \vec{j}_{y'} & \vec{j}_y \bullet \vec{k}_{z'} \\ \vec{k}_z \bullet \vec{i}_{x'} & \vec{k}_z \bullet \vec{j}_{y'} & \vec{k}_z \bullet \vec{k}_{z'} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & \cos(90^\circ) & \cos(90^\circ - \beta) \\ \cos(90^\circ) & \cos(0^\circ) & \cos(90^\circ) \\ \cos(90^\circ + \beta) & \cos(90^\circ) & \cos(\beta) \end{bmatrix} \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix}$$

Então recordando que $\vec{v}' = \begin{bmatrix} v'_x \\ v'_y \\ v'_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\varepsilon') \\ \sin(\varepsilon') \end{bmatrix}$, o vector \mathbf{v} será:

$$\begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\beta) & 0 & \sin(\beta) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\beta) & 0 & \cos(\beta) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\varepsilon') \\ \sin(\varepsilon') \end{bmatrix} \Leftrightarrow \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin(\beta) \cdot \sin(\varepsilon') \\ \cos(\varepsilon') \\ \cos(\beta) \cdot \sin(\varepsilon') \end{bmatrix}$$

Então o vector velocidade é dado por:

$$\vec{v} = [\sin(\beta) \cdot \sin(\varepsilon'), \cos(\varepsilon'), \cos(\beta) \cdot \sin(\varepsilon')] \quad (5.5)$$

A componente de \vec{v} no plano de aquisição (plano xOy), \vec{v}'' , é dada por:

$$\vec{v}'' = [\sin(\beta) \cdot \sin(\varepsilon'), \cos(\varepsilon'), 0] \quad (5.6)$$

Recordando a definição do vector produto $\vec{a} \bullet \vec{b} = |\vec{a}| |\vec{b}| \cos(\varepsilon)$, onde

$$\vec{a} \bullet \vec{b} = a_x b_x + a_y b_y + a_z b_z, \quad (5.7)$$

$$|\vec{a}| = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \text{ e por sua vez}$$

$$|\vec{b}| = \sqrt{b_x^2 + b_y^2 + b_z^2}, \text{ e } \varepsilon \text{ o ângulo formado pelos dois vectores.}$$

Neste nosso caso, o ângulo de elevação – *zenith* – (ε), formado pelo vector \vec{v}'' e o vector de velocidade pretendida, \vec{v} . Procedemos ao produto vectorial entre estes dois vectores:

$$\vec{v} \cdot \vec{v}'' = |\vec{v}| |\vec{v}''| \cos(\varepsilon) \quad (5.8)$$

$$|\mathbf{v}| = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \Leftrightarrow |\mathbf{v}| = \sqrt{(\sin(\beta) \cdot \sin(\varepsilon'))^2 + (\cos(\varepsilon'))^2 + (\cos(\beta) \cdot \sin(\varepsilon'))^2} \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow |\mathbf{v}| = \sqrt{\sin^2(\beta) \cdot \sin^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon') + \cos^2(\beta) \cdot \sin^2(\varepsilon')}$$

$$\vec{v} \cdot \vec{v}'' = (\sin(\beta) \cdot \sin(\varepsilon') \cdot \sin(\beta) \cdot \sin(\varepsilon') + \cos(\varepsilon') \cdot \cos(\varepsilon') + \cos(\beta) \cdot \sin(\varepsilon') \cdot 0) \Leftrightarrow$$

$$\vec{v} \cdot \vec{v}'' = \sin^2(\beta) \cdot \sin^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')$$

Sabendo que: $\text{sen}^2(\beta) + \cos^2(\beta) = 1$ e $\text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon') = 1$

$$|v| = \sqrt{\text{sen}^2(\varepsilon')(\text{sen}^2(\beta) + \text{sen}^2(\beta)) + \cos^2(\varepsilon')} \Leftrightarrow |v| = \sqrt{\text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')}$$

$$|v| = \sqrt{\text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')} = 1$$

$$|v'| = \sqrt{v''_x{}^2 + v''_y{}^2 + v''_z{}^2} \Leftrightarrow |v'| = \sqrt{(\text{sen}(\beta) \cdot \text{sen}(\varepsilon'))^2 + (\cos(\varepsilon'))^2 + 0^2} \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow |v'| = \sqrt{\text{sen}^2(\beta) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')}$$

Então o produto vectorial será:

$$v \cdot v' = |v||v'| \cos(\varepsilon) \Leftrightarrow \text{sen}^2(\beta) \cdot \text{sen}(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon') = \sqrt{\text{sen}^2(\beta) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')} \cdot \cos(\varepsilon) \Leftrightarrow \\ \Leftrightarrow \cos(\varepsilon) = \sqrt{\text{sen}^2(\beta) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')} = [\text{sen}^2(\beta) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')]^{\frac{1}{2}}$$

Logo o ângulo pretendido, o ângulo *zenith* (ε) em graus, é equivalente a:

$$\varepsilon = \arccos \left([\text{sen}^2(\beta) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')]^{\frac{1}{2}} \right) \quad (5.9)$$

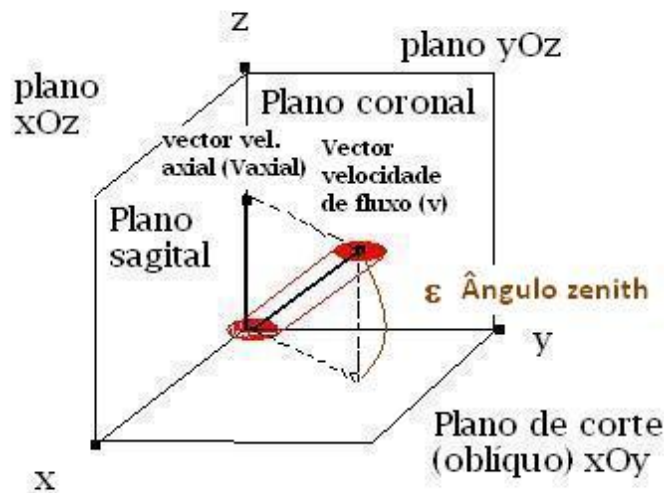


Figura 5.11 - Sistema de coordenadas OXYZ com ângulo *zenith* (ε) formado pelo vector v e o plano xOy

Passamos agora para a interpretação imagens angiográficas obtidas pela sequência de *Phase Contrast* em Ressonância Magnética e analisando em concreto a artéria basilar no cérebro.

PLANO SAGITAL

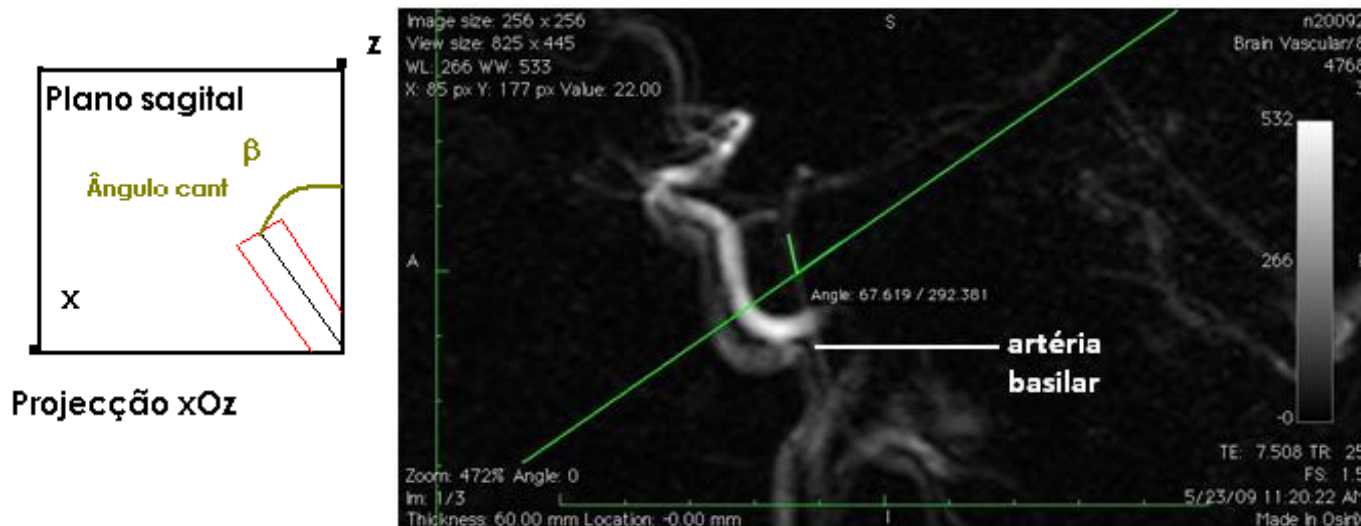


Figura 5.12 – Plano sagital com medição do ângulo formado pela artéria basilar e plano de aquisição

Onde o ângulo medido de valor $67,619^\circ$ é o complementar ao ângulo *cant* (β), $22,381^\circ$, que é uma das variáveis para se determinar o ângulo *zenith* (ϵ), o ângulo que o vaso perfaz com o plano de aquisição oblíquo.

PLANO CORONAL

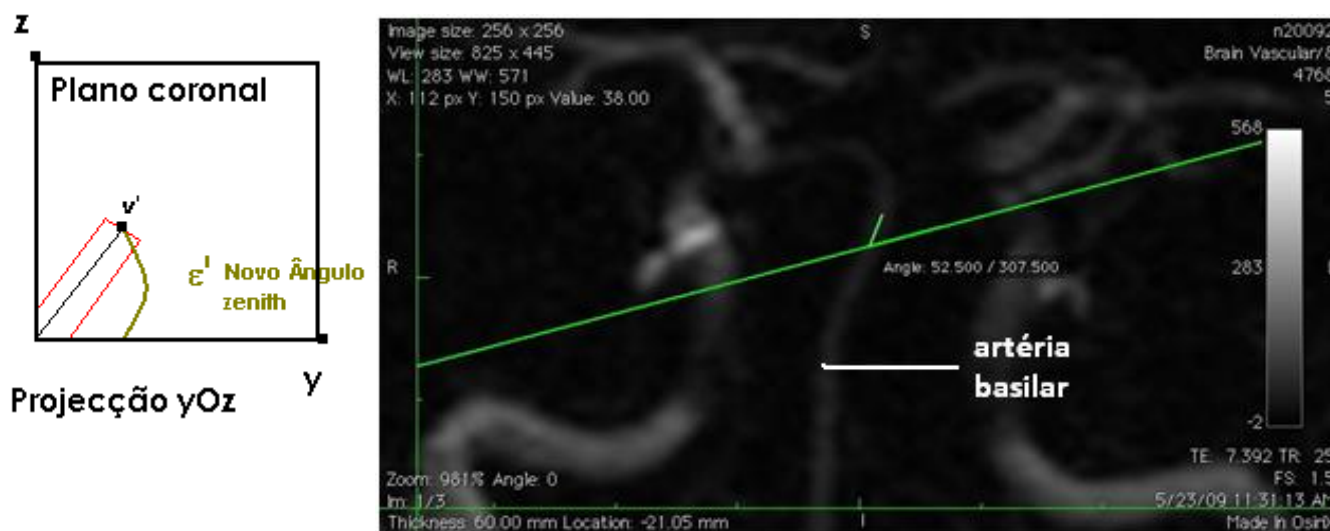


Figura 5.13 – Plano coronal com medição do ângulo formado pela artéria basilar e plano de aquisição

Onde o ângulo medido de valor $52,5^\circ$ é o novo ângulo zenith (ϵ'), que é outra das variáveis para se determinar o ângulo *zenith* (ϵ). Como referido anteriormente, o ângulo *zenith* (ϵ) é dado pela equação:

$$\varepsilon(\beta, \varepsilon') = \arccos \left(\left[\sin^2(\beta) \cdot \sin^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon') \right]^{\frac{1}{2}} \right) \quad (5.10)$$

Ângulo necessário para depois se determinar a relação entre vector da velocidade perpendicular ao plano de aquisição, \mathbf{v}'_{AXIAL} e o vector velocidade, \mathbf{v} , pretendido.

$$\sin(\varepsilon) = \frac{v'_{AXIAL}}{v} \Leftrightarrow v = \frac{v'_{AXIAL}}{\sin(\varepsilon)} \quad (5.11)$$

2º PASSO (Plano de Aquisição e Plano Axial)

Mas a \mathbf{v}'_{AXIAL} não tem a direcção da codificação de velocidade (\mathbf{V}_{ENC}) medida através dos métodos de PC. Isto porque o eixo de codificação tem orientação ortogonal [**Superior/Inferior**] e o plano de aquisição é oblíquo em relação ao plano transversal. Nessa aquisição, tem de se efectuar uma segunda correcção para determinar a relação entre esta velocidade axial medida, \mathbf{v}_{AXIAL} , e a velocidade correcta, \mathbf{v} . O processo será em tudo idêntico ao anterior: em vez do vaso de interesse toma-se como referência o vector axial ao plano de aquisição, \mathbf{v}'_{AXIAL} .

Considerando o mesmo sistema de coordenadas cartesianas (**xyz**):

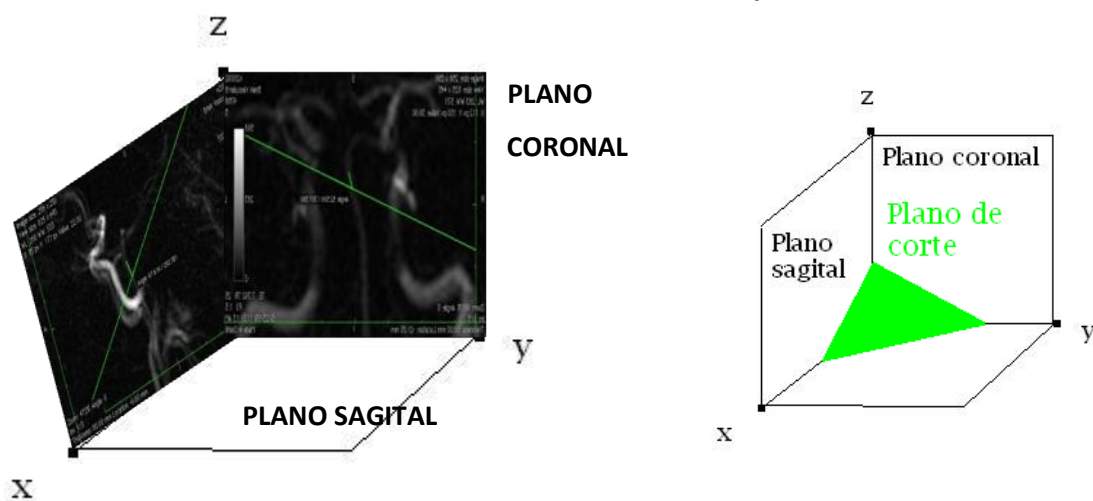


Figura 5.14 – Sistema de coordenadas OXYZ projecções sagital e coronal

Onde o plano coronal é definido como o yOz e o plano sagital como plano xOz. Mas neste caso, o plano está oblíquo em relação ao plano axial de referência (xOy).

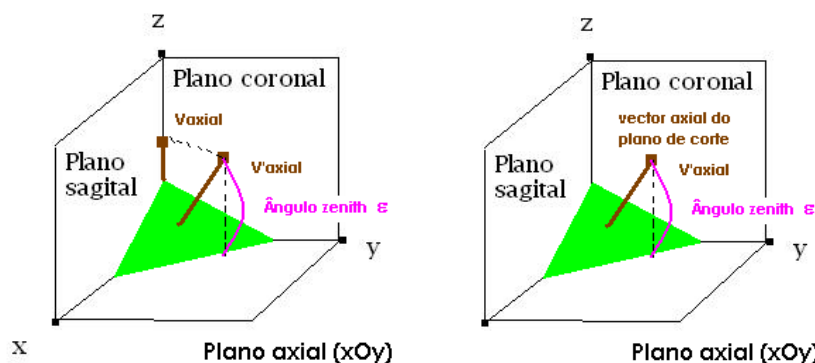


Figura 5.15 – Sistema OXYZ com representação do vector axial do plano de aquisição e ângulo zenith ε

Para depois se determinar a correlação que existe entre este vector, $\mathbf{v}'_{\text{AXIAL}}$, e o vector axial de referência, $\mathbf{v}_{\text{AXIAL}}$, através do ângulo *zenith* (ε).

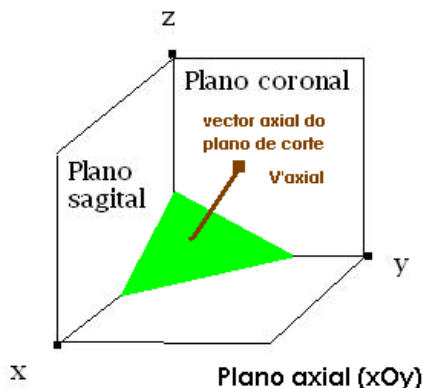


Figura 5.16 - Sistema OXYZ com representação da projecção do vector axial do plano de aquisição

Ângulo (ε) este que será determinado através da mesma fórmula anteriormente demonstrada:

$$\varepsilon(\beta, \varepsilon') = \arccos \left([\sin^2(\beta) \cdot \sin^2(\varepsilon') + \cos^2(\varepsilon')]^{\frac{1}{2}} \right) \quad (5.12)$$

Segundo a projecção yOz (plano coronal), o $\mathbf{v}'_{\text{AXIAL}}$ fará um determinado ângulo, ε' (novo *zenith*), e vector velocidade (\mathbf{v}'_A) é definido.

Segundo a projecção xOz (plano sagital), o $\mathbf{v}'_{\text{AXIAL}}$ fará um determinado ângulo, β (*cant*).

E segundo a projecção xOy (plano axial), o $\mathbf{v}'_{\text{AXIAL}}$ fará um determinado ângulo, α (*azimuth*) e um vector velocidade (\mathbf{v}_A'') é definido.

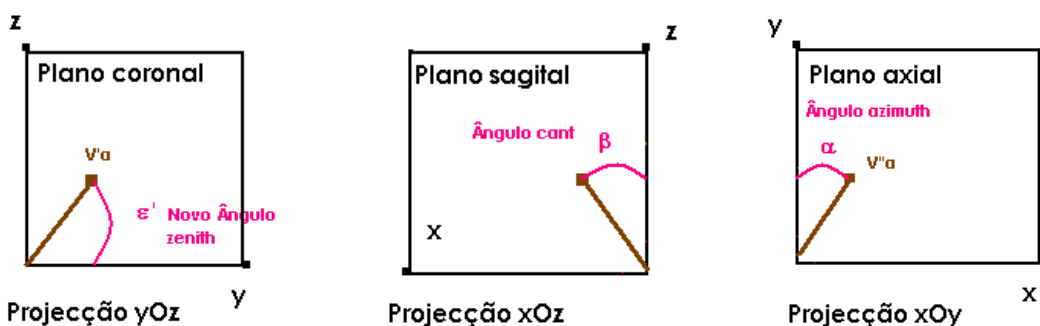


Figura 5.17 – Projecções dos planos coronal yOz, sagital xOz e axial xOy com ângulos formados

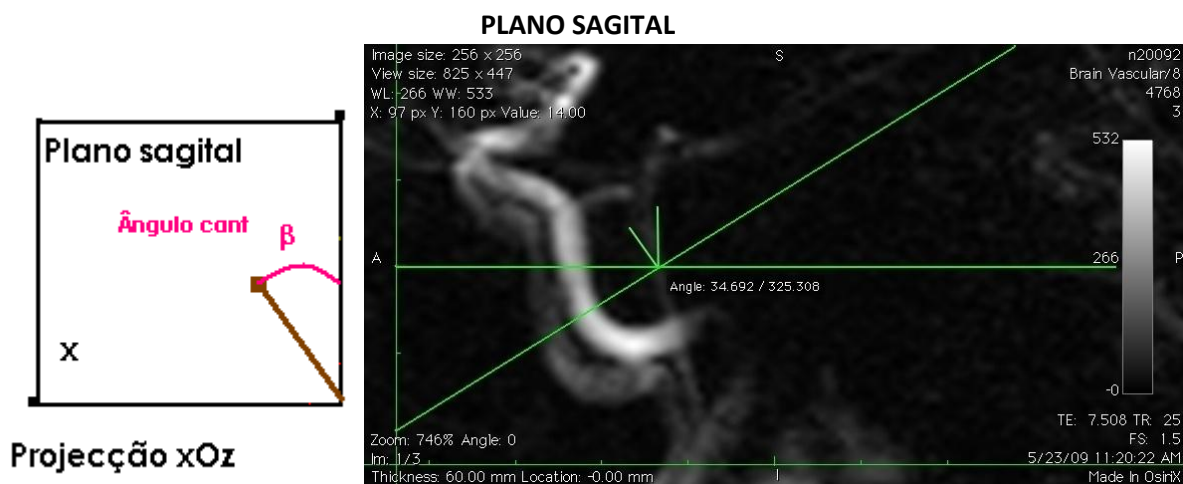


Figura 5.18 – Plano sagital com medição do ângulo formado pelos planos de aquisição e axial

Onde o ângulo medido de valor $34,692^\circ$ é o ângulo *cant* (β) que é uma das variáveis para se determinar o ângulo *zenith* (ε). O ângulo que o vector axial do plano de aquisição faz com o plano axial (plano xOy).

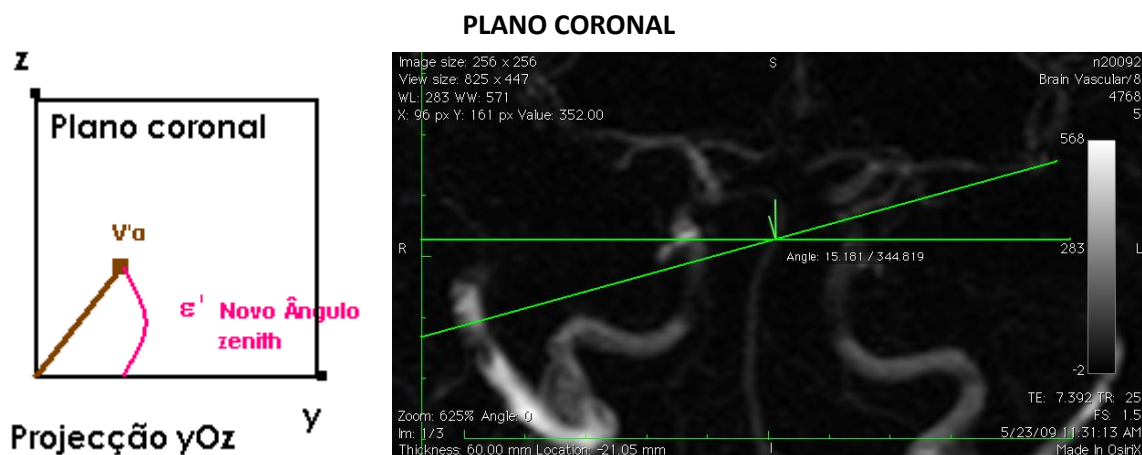


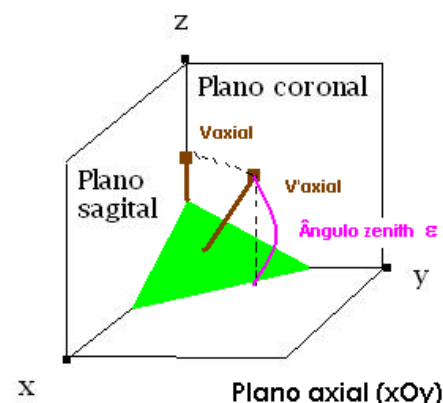
Figura 5.19 – Plano coronal com medição do ângulo formado pelos planos de aquisição e axial

Onde o ângulo medido de valor $15,181^\circ$ é o complementar do novo ângulo *zenith* (ε'), $74,819^\circ$, que é outra das variáveis para se determinar o ângulo *zenith* (ε). Ângulo necessário para depois se determinar a relação entre vector velocidade axial ao plano de aquisição, \mathbf{v}'_{AXIAL} , e o vector velocidade axial ao plano de referência, \mathbf{v}_{AXIAL} , medido.

$$\text{sen}(\varepsilon) = \frac{v_{AXIAL}}{v'_{AXIAL}} \Leftrightarrow v'_{AXIAL} = \frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon)} \quad (5.13)$$

Figura 5.20 - Sistema de coordenadas OXYZ

com representação do vector axial do plano de aquisição



Para uma melhor interpretação e análise de resultados, designaremos os ângulos da 1ª correção, como: ângulo *cant* 1 (β_1), novo ângulo *zenith* 1 (ε'_1), ângulo *zenith* 1 (ε_1) e ângulo *azimuth* 1 (α_1).

E os ângulos referentes à 2ª correção, como: ângulo *cant* 2 (β_2), novo ângulo *zenith* 2 (ε'_2), ângulo *zenith* 2 (ε_2) e ângulo *azimuth* 2 (α_2). Determinamos agora a equação que permite calcular a velocidade, v , após as duas correções angulares:

1ª Correção

$$\text{sen}(\varepsilon_1) = \frac{v'_{AXIAL}}{v} \Leftrightarrow v = \frac{v'_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon_1)}$$

2ª Correção

$$\text{sen}(\varepsilon_2) = \frac{v_{AXIAL}}{v'_{AXIAL}} \Leftrightarrow v'_{AXIAL} = \frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon_2)}$$

Tendo como variável comum o vector, v'_{AXIAL} , o vector velocidade, v , será:

$$v = \frac{\frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon_2)}}{\text{sen}(\varepsilon_1)} \Leftrightarrow v = \frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon_1) \cdot \text{sen}(\varepsilon_2)} \quad (5.14)$$

Ou seja, segundo o ângulo, ε_1 , que o vaso de interesse faz com o plano de aquisição oblíquo

$$\varepsilon_1(\beta_1, \varepsilon'_1) = \arccos \left(\left[\text{sen}^2(\beta_1) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon'_1) + \cos^2(\varepsilon'_1) \right]^{\frac{1}{2}} \right) \quad (5.15)$$

, o ângulo, ε_2 , que o vector axial do plano de aquisição faz com o plano axial de referência

$$\varepsilon_2(\beta_2, \varepsilon'_2) = \arccos \left(\left[\text{sen}^2(\beta_2) \cdot \text{sen}^2(\varepsilon'_2) + \cos^2(\varepsilon'_2) \right]^{\frac{1}{2}} \right) \quad (5.16)$$

e , segundo uma velocidade axial medida através das sequências de *Phase Contrast* de Ressonância Magnética, podemos determinar, com esta equação geométrica, a velocidade corrigida, através destas quatro variáveis (equação 5.18):

$$v = \frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon_1) \cdot \text{sen}(\varepsilon_2)} \quad (5.17)$$

$$v(\beta_1, \varepsilon_1, \beta_2, \varepsilon_2, v_{AXIAL}) = \frac{v_{AXIAL}}{\left[\operatorname{sen} \left[\operatorname{arc} \cos \left(\operatorname{sen}^2(\beta_1) \cdot \operatorname{sen}^2(\varepsilon_1') + \cos^2(\varepsilon_1') \right) \right]^2 \right]} \cdot \operatorname{sen} \left[\operatorname{arc} \cos \left(\operatorname{sen}^2(\beta_2) \cdot \operatorname{sen}^2(\varepsilon_2') + \cos^2(\varepsilon_2') \right) \right]^2 \right]$$

(Equação 5.18)

6. Dados experimentais

Neste capítulo descreve-se os processos envolvidos na obtenção dos resultados para a realização do estudo deste projecto. São descritas as técnicas e programas de ARM utilizados, protocolos implementados e parâmetros necessários para uma melhor definição da imagem angiográfica dos vasos de interesse e um correcto processamento de dados. Passando pela análise anatómica vascular cerebral, como pelas suas patologias clínicas, são enunciados os procedimentos necessários até à aplicação do nosso modelo experimental de correcção angular de fluxo e velocidade, com a respectiva análise e apresentação de resultados.

6.1 Caso de Estudo

Neste projecto, foi o próprio mestrando, 25 anos, sem diagnóstico patológico, submetido a exames de ARM na Clínica de Ressonância Magnética em Caselas com 1.5T Signa GE. Foram realizadas cinco sequências distintas de ARM para visualizar estruturas vasculares do cérebro, a fim de se estudar o fluxo sanguíneo intracraniano.

Para o estudo do fluxo, realizou-se a sequência Cine 2D PC na GE Advantage Workstation e obteve-se sequências de imagens em vários pontos do ciclo cardíaco com vários planos de aquisição oblíquos ao vaso de interesse, a artéria basilar. Para correlacionar os valores da velocidade com as angulações dos planos realizou-se sequência 2D PC para as projecções coronal e sagital. Escolheu-se a artéria basilar por ser uma artéria de referência de entre as outras intracranianas. Pouco tortuosa, tornou-se o nosso vaso de estudo, segundo o qual adquirimos vários planos de aquisição oblíquos ao seu lúmen arterial. Estudou-se o fluxo e a velocidade que sobrevalorizam ou subvalorizam devido às várias angulações de plano de aquisição e uma possível dos valores através de correcções geométricas. Para visualizar a arquitectura vascular cerebral recorreu-se à sequência TOF 3D que possui uma elevada resolução espacial, bem como uma boa supressão do tecido estacionário e um excelente realce do fluxo intracraniano.

Foram também realizadas imagens com sequências, *Fast Gradient Recalled Echo* (FGRE), com ponderação em T2*, para visualização do parênquima anatómico e fisiológico do cérebro. Por último, realizou-se a técnica de tractografia por RM com a sequência *Fast Spoiled Gradient Recalled* com tensor de difusão. Através deste tensor define-se a direcção das fibras nervosas presentes e permite uma óptima visualização da substância branca e cinzenta do cérebro.

Estas últimas três sequências surgem como complementares ao estudo angiográfico como forma de compreender a envolvimento de todo o sistema crânio encefálico estudado.

6.2 Protocolos e Parâmetros

Um número de princípios e orientações são utilizados para caracterizar os protocolos que variam de acordo com o paciente e a sua sequência. A tabela 1 lista os parâmetros utilizados nos estudos neurovasculares. Estes parâmetros são os normalmente utilizados na Clínica de Casela para o estudo de ARM para as respectivas sequências.

| Sequência | TR (ms) | Flip Angle (°) | Matriz | V _{ENC} (cm/s) | TE (ms) | Espessura(mm) |
|------------|---------|----------------|---------|-------------------------|---------|---------------|
| 2D PC | 25,00 | 25 | 256x256 | 60,00 | 7,51 | 60,00 |
| Cine 2D PC | 30,00 | 30-45 | 256x256 | 60,00 | 7,07 | 4,00 |
| 3D TOF | 25,00 | | 512x512 | | 6,80 | 1,60 |
| FGRE T2* | 4,95 | | 256x256 | | 1,40 | 5,00 |
| FSPGR | 12,38 | | 256x256 | | 5,20 | 1,20 |

Tabela 1 – Protocolos e Parâmetros utilizados em Angiografia por Ressonância Magnética de acordo com as várias sequências angiográficas

A seguinte tabela 2 lista protocolos e parâmetros utilizados neste estudo neurovascular. E em particular, nas aquisições imagem na artéria basilar com a sequência 2D PC e Cine 2D PC.

| | Projeções | Vasos | Direcção do Fluxo | Planos de Imagem | TE (mseg) | FC (bpm) | TR (mseg) |
|------------|-----------|---------|----------------------|------------------|-----------|----------|-----------|
| 2D PC | Coronal | Basilar | | Coronal | 7,39 | | 25,00 |
| | Sagital | | | Sagital | 7,51 | | 25,00 |
| Cine 2D PC | #1 | | [Superior, Inferior] | Oblíquo | 7,07 | 57,00 | 30,00 |
| | #2 | | | | 7,47 | 61,00 | 30,00 |
| | #3 | | | | 7,36 | 59,00 | 30,00 |
| | #4 | | | | 7,54 | 52,00 | 30,00 |
| | #5 | | | | 7,54 | 59,00 | 30,00 |

Tabela 2 – Parâmetros e Orientações relacionadas com a sequência 2D PC e a Cine 2D PC

6.3 Aquisição e Tratamento de Dados

ardo

Vamos então agora passar para o processamento dos dados, com o registo das várias angulações da artéria basilar com os planos de aquisição, de forma a obtermos uma correção dos valores hemodinâmicos medidos.

Para a medição efectiva da velocidade tem que se determinar o ângulo que o vaso perfaz com o plano axial. Para tal, duas medições angulares têm que ser realizadas:

- 1- Ângulo que a artéria basilar perfaz com o plano de aquisição (ε_1)
- 2- Ângulo que o plano de aquisição perfaz com o plano axial (ε_2)

E onde cada um desses ângulos, *Cant* (β) e *zenith* (ε), terá duas projecções no plano sagital (xOz) e no plano coronal (yOz), respectivamente. Na primeira correção angular, para determinar o valor absoluto do ângulo do vaso arterial com o plano de aquisição (ε_1), mede-se o ângulo *Cant* (β_1) da sua projecção no plano sagital (xOz) e o ângulo *zenith* (ε_1') da sua projecção no plano coronal (yOz). Na segunda correção angular, para determinar o valor absoluto do ângulo do plano de aquisição (obliquo) com o axial (ortogonal) (ε_2), mede-se o ângulo *Cant* (β_2) da sua projecção no plano sagital (xOz) e o ângulo *zenith* (ε_2') da sua projecção no plano coronal (yOz).

A ter em conta que, na 1ª correção, o ângulo β_1 é medido com o vaso de interesse (basilar) em relação ao vector axial (perpendicular) do plano de aquisição e o ângulo ε_1' é medido com o vaso de interesse (basilar) em relação à projecção do plano de aquisição. E na 2ª correção, o ângulo β_2 é medido com o vector axial (perpendicular) do plano de aquisição em relação ao vector axial (vertical) do plano ortogonal e o ângulo ε_2' é medido com o vector axial (perpendicular) do plano aquisição em relação ao vector axial (vertical) do plano ortogonal.

Através desses ângulos determina-se o valor absoluto do ângulo que o vaso tem em relação ao plano ortogonal e nos permite corrigir o valor da velocidade de fluxo previamente obtido pela medição quantitativa com a sequência *Phase Contrast* de Ressonância Magnética. Com várias aquisições de fluxo seleccionadas demonstra-se a fiabilidade da correção geométrica, com várias velocidades por corrigir através das diferentes angulações. As velocidades adquiridas no plano ortogonal correspondem às velocidades máximas da artéria basilar. Com uma média da velocidade máxima 55 +/- 14 cm/s ^[19], em outros estudos. Para o sistema detectar a velocidade é necessário definir a área de interesse (ROI) do fluxo durante o ciclo cardíaco na sequência Cine PC e obter os gráficos respectivos.

Analisemos agora o protocolo experimental da medição dos ângulos ($\beta_1, \beta_2, \epsilon'_1, \epsilon'_2$) da artéria basilar com os planos: de aquisição e axial.

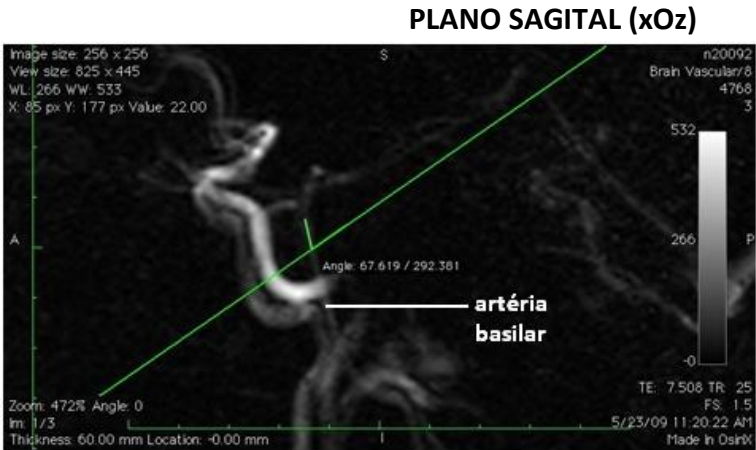


Figura 6.1 - Ângulo Cant (β_1)

- 1º - Medir o menor ângulo entre plano de aquisição e o vaso de interesse (p.e. artéria basilar)
- 2º - Subtrair o ângulo seleccionado a 90º
- 3º - Adicionar à equação angiográfica geométrica o ângulo β_1

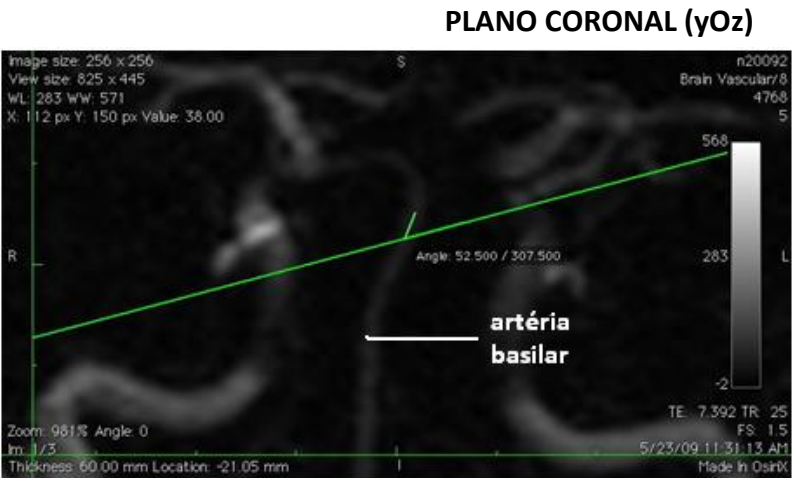


Figura 6.2 - Ângulo zenith (ϵ_1)

- 1º - Medir ângulo menor entre plano de aquisição e o vaso de interesse (p.e. artéria basilar)
- 2º - Adicionar à equação angiográfica geométrica o ângulo ϵ_1

$$\epsilon'_1 = \arccos \sqrt{(\text{sen}^2 \epsilon_1 \cdot \text{sen}^2 \beta_1 + \cos^2 \epsilon_1)}$$

1º CORRECÇÃO (Vaso e Plano Aquisição)



Figura 6.3 – Medição do ROI do vaso (Plano de aquisição)

| | |
|--------------------------------|--|
| Ângulo Cant (β_1) | |
| Ângulo Zenith (ϵ_1) | |

| | |
|--------------------------------------|--|
| Novo Ângulo Zenith (ϵ'_1) | |
|--------------------------------------|--|

$$\text{sen}(\epsilon'_1) = \frac{v'_{AXIAL}}{v'} \Leftrightarrow v' = \frac{v'_{AXIAL}}{\text{sen}(\epsilon'_1)}$$

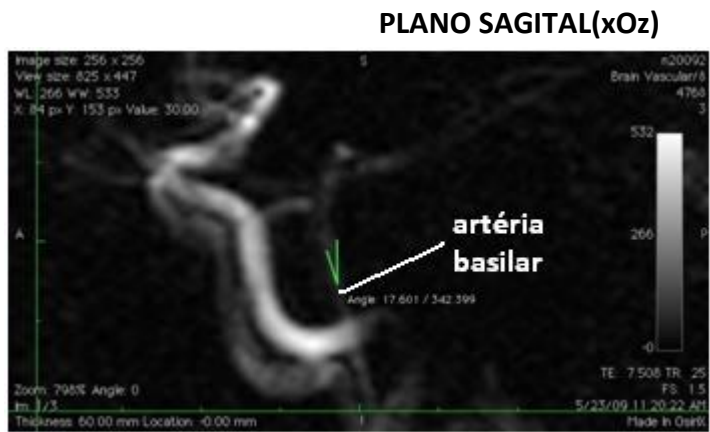


Figura 6.4 - Ângulo *Cant* (β_2)

- 1º - Medir o menor ângulo entre plano de aquisição e o vaso de interesse (p.e. artéria basilar)
- 2º - Adicionar à equação angiográfica geométrica o ângulo β_2



Figura 6.5 - Ângulo *zenith* (ε_2)

- 1º - Traçar um eixo vertical
- 2º - Medir o menor ângulo entre o vector axial do plano de aquisição e o eixo vertical
- 3º - Subtrair o ângulo seleccionado a 90º
- 4º - Adicionar à equação angiográfica geométrica o ângulo ε_2

2º CORRECÇÃO (Plano de Aquisição e Plano Axial)

$$\varepsilon'_2 = \arccos \sqrt{(\text{sen}^2 \varepsilon_2 \cdot \text{sen}^2 \beta_2 + \cos^2 \varepsilon_2)}$$

| | |
|--|--|
| Ângulo <i>Cant</i> (β_2) | |
| Ângulo <i>Zenith</i> (ε_2) | |

$$\text{sen}(\varepsilon'_2) = \frac{v_{AXIAL}}{v'_{AXIAL}} \Leftrightarrow v'_{AXIAL} = \frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon'_2)}$$

| | |
|--|--|
| Novo Ângulo <i>Zenith</i> (ε'_2) | |
|--|--|

Velocidade (v')

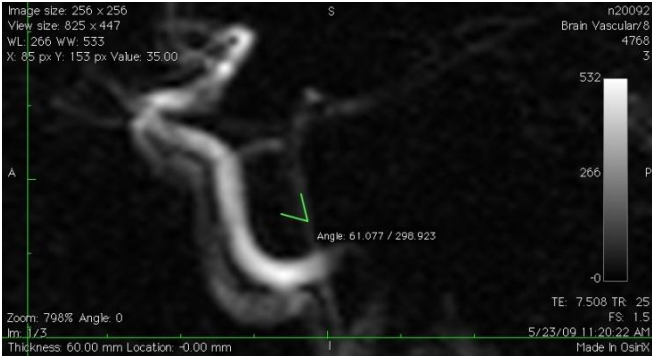
$$v' = \frac{v_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon'_1) \cdot \text{sen}(\varepsilon'_2)} \tag{6.1}$$

6.4 Processamento de Dados

Analizamos agora o protocolo com a medição de 4 ângulos de projecção ($\beta_1, \beta_2, \varepsilon'_1, \varepsilon'_2$) para se obter ângulo absoluto (ε) que o vaso perfaz com os planos de aquisição.

Ângulo Cant (β_1)

PLANO SAGITAL (xOz)

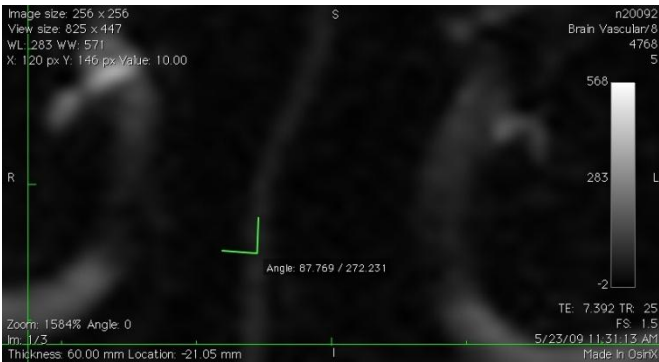


Passos:

- 1º - Mediu-se ângulo menor entre plano de aquisição e o vaso de interesse (p.e. artéria basilar)
- 2º - Subtraiu-se o ângulo seleccionado a 90º
- 3º - Adicionou-se à equação angiográfica geométrica o ângulo β_1

Ângulo zenith (ε_1)

PLANO CORONAL (yOz)



Passos:

- 1º - Mediu-se o menor ângulo entre plano de aquisição e vaso de interesse (p.e. artéria basilar)
- 2º - Adicionou-se à equação angiográfica geométrica o ângulo ε_1

1º CORRECÇÃO (Vaso Vs. Plano de Aquisição)

| | |
|-----------------------------------|--------|
| Ângulo Cant (β_1) | 28,92° |
| Ângulo Zenith (ε_1) | 87,77° |

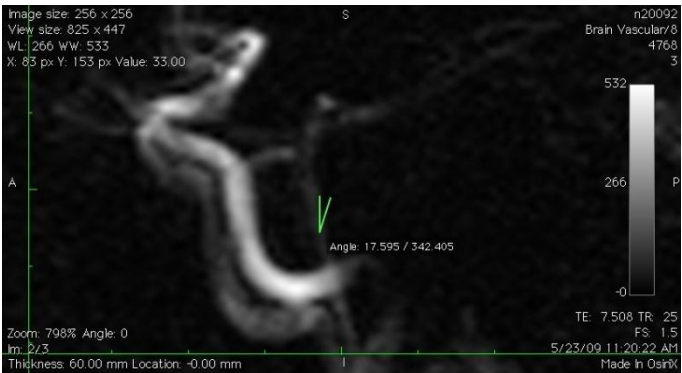
$$\varepsilon'_1 = \arccos \sqrt{(\text{sen}^2 \varepsilon_1 \cdot \text{sen}^2 \beta_1 + \cos^2 \varepsilon_1)}$$

| | |
|---|--------|
| Novo Ângulo Zenith (ε'_1) | 61,00° |
|---|--------|

$$\text{sen}(\varepsilon'_1) = \frac{v'_{AXIAL}}{v'} \Leftrightarrow v' = \frac{v'_{AXIAL}}{\text{sen}(\varepsilon'_1)}$$

Ângulo Cant (β_2)

PLANO SAGITAL (xOz)

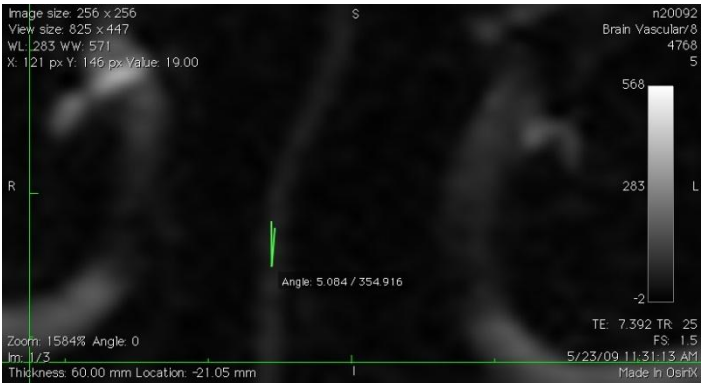


Passos:

- 1º - Traçou-se um eixo vertical
- 2º - Mediu-se o menor ângulo entre o vector axial do plano de aquisição e o eixo vertical
- 3º - Adicionou-se à equação angiográfica geométrica o ângulo β_2

Ângulo zenith (ε_2)

PLANO CORONAL (yOz)



Passos:

- 1º - Traçou-se um eixo vertical
- 2º - Mediu-se o menor ângulo entre o vector axial do plano de aquisição e o eixo vertical
- 3º - Subtraiu-se o ângulo seleccionado a 90º
- 4º - Adicionou-se à equação angiográfica geométrica o ângulo ε_2

2º CORRECÇÃO (Plano de Aquisição Vs. Plano Axial)

| | |
|-----------------------------------|--------|
| Ângulo Cant (β_2) | 17,59° |
| Ângulo Zenith (ε_2) | 84,92° |

$$\varepsilon'_2 = \arccos \sqrt{(\sin^2 \varepsilon_2 \cdot \sin^2 \beta_2 + \cos^2 \varepsilon_2)}$$

| | |
|---|--------|
| Novo Ângulo Zenith (ε'_2) | 71,71° |
|---|--------|

Velocidade (v')

$$v' = \frac{v_{AXIAL}}{\sin(\varepsilon'_1) \cdot \sin(\varepsilon'_2)} = \frac{v_{AXIAL}}{0,830}$$

$$\sin(\varepsilon'_2) = \frac{v_{AXIAL}}{v'_{AXIAL}} \Leftrightarrow v'_{AXIAL} = \frac{v_{AXIAL}}{\sin(\varepsilon'_2)}$$

Através destes dois ângulos, compensa-se a obliquidade do plano de aquisição e obter uma velocidade corrigida próxima da esperada na artéria basilar. Através da expressão matemática anteriormente deduzida:

$$v' = \frac{v_{AXIAL}}{\sin(\varepsilon'_1) \cdot \sin(\varepsilon'_2)} = \frac{v_{AXIAL}}{0,830}$$

Na seguinte tabela, apresenta-se todos ângulos medidos neste exemplo de aquisição de fluxo. Sabendo os valores de fluxo e velocidade, com a sequência Cine 2D PC, os novos valores:

| ÂNGULOS | Cant 1 (graus) | Zenith 1 (graus) | Cant 2 (graus) | Zenith 2 (graus) | Novo Zenith 1 (graus) | Novo Zenith 2 (graus) |
|---------|-------------------|---------------------|-------------------|---------------------|-----------------------------|--------------------------|
| #1 | 28,92 | 87,77 | 14,99 | 85,92 | 61,00 | 74,48 |
| #2 | 28,00 | 88,59 | 14,99 | 85,70 | 61,97 | 74,42 |
| #3 | 27,89 | 8,77 | 14,97 | 85,73 | 62,09 | 74,44 |
| #4 | 26,49 | 88,83 | 14,91 | 85,46 | 63,49 | 74,42 |
| #5 | 28,22 | 89,01 | 15,02 | 85,05 | 61,77 | 74,20 |
| Média | 27,90 | 88,59 | 14,98 | 85,57 | 62,06 | 74,39 |
| STDV | 0,89 | 0,48 | 0,04 | 0,33 | 0,90 | 0,11 |

Tabela 3 – Medição de Ângulos ($\beta_1, \varepsilon'_1, \beta_2, \varepsilon'_2, \varepsilon_1, \varepsilon_2$) entre planos e vaso sanguíneo

| | Velocidade máxima (cm/s) | Velocidade máxima corrigida (cm/s) |
|-------|-----------------------------|------------------------------------|
| #1 | 37,70 | 44,73 |
| #2 | 37,70 | 44,34 |
| #3 | 37,70 | 44,29 |
| #4 | 37,70 | 43,74 |
| #5 | 37,70 | 44,47 |
| Média | 37,70 | 44,31 |

Tabela 4 – Velocidade máxima e velocidade máxima corrigida

Ou seja, com compensação através dos ângulos, a velocidade máxima na artéria é:

| Artéria | Média da Velocidade máxima (cm/s) | STDEV |
|---------|-----------------------------------|-------|
| Basilar | 44,31 | 0,37 |

Tabela 5 – Média da Velocidade máxima com desvio padrão médio

Comparando com os valores medidos por medições práticas anteriores da velocidades máxima:

| PEAK VELOCITY RATES (CM/SEC) | | VOLUME FLOW RATES (ML/MIN) | | |
|------------------------------|-------|----------------------------|-------|-------|
| MEAN | STDEV | VESSEL | MEAN | STDEV |
| 55 | 12.6 | Middle Cerebral Artery | 144.8 | 15.9 |
| 48.6 | 17.8 | Anterior Cerebral Artery | 43.5 | 23 |
| 39.7 | 7.2 | Posterior Cerebral Artery | 72 | 19.6 |
| 47.5 | 13.5 | Internal Carotid Artery | 262.3 | 49.1 |
| 33 | 7.5 | Vertebral Artery | 87.8 | 38 |
| 54.8 | 14 | Basilar Artery | 167.1 | 25.2 |

Figura 6.6 – Dados sobre fluxo e velocidade média noutros estudos de artérias cerebrais [Adaptado de. **Gerhard H. Mostbeck, Gary Caputo, Charles Higgins** *MR Measurement of Blood Flow in Cardiovascular System*; American Roentgen Ray Society AJR 159:453-461 1992]

Onde o fluxo médio foi calculado como 125,30 cm³/s, representado pelo gráfico:

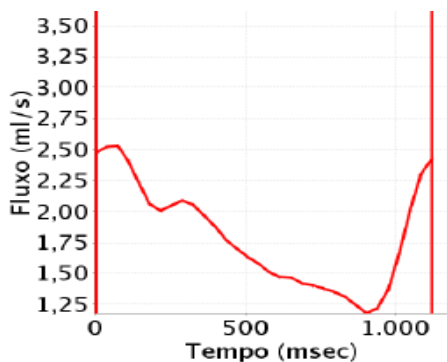


Gráfico 1 – Fluxo médio (cm³/s) da artéria basilar ao longo de um ciclo cardíaco

Procedendo de igual forma para os outros planos de aquisição oblíquos, obteve-se a tabela:

| | θ1 (°) | θ2 (°) | Velocidade máxima (cm/s) | Velocidade máxima corrigida (cm/s) |
|----|--------|--------|--------------------------|------------------------------------|
| #1 | 17,18 | 5,18 | 42,10 | 44,25 |
| #2 | 21,64 | 19,96 | 39,90 | 45,69 |
| #3 | 23,48 | 15,64 | 38,00 | 43,03 |
| #4 | 28,17 | 16,12 | 37,70 | 44,31 |
| #5 | 27,94 | 15,61 | 34,20 | 40,40 |

Tabela 6 – Ângulos e respectiva correção na velocidade máxima das várias medições

Onde θ_1 é o ângulo que o vaso arterial faz com o plano de aquisição oblíquo, complementar do ângulo novo zenith 1, ε'_1 , e θ_2 é o ângulo que o plano anterior faz com o plano axial de aquisição, complementar do ângulo novo zenith 2, ε'_2 . Correlacionando os valores da velocidade máxima, área do lúmen, frequência cardíaca, velocidade sistólica, velocidade diastólica e pulsatilidade, apresenta-se a seguinte tabela:

| | Velocidade máx.corrig ida (cm/s) | Área do lúmen (mm ²) | FC (bpm) | Velocidade sistólica (cm/s) | Velocidade diastólica (cm/s) | Velocidade média (cm/s) | Pulsatilidade |
|----|--|--|-------------|-----------------------------------|------------------------------------|-------------------------|---------------|
| #1 | 44,25 | 13,16 | 57,00 | 44,25 | 11,60 | 26,85 | 1,14 |
| #2 | 45,69 | 12,86 | 61,00 | 45,69 | 11,40 | 25,65 | 1,11 |
| #3 | 43,03 | 12,56 | 59,00 | 43,03 | 19,50 | 28,75 | 0,64 |
| #4 | 40,40 | 15,35 | 52,00 | 40,40 | 14,00 | 24,10 | 0,84 |
| #5 | 44,31 | 15,25 | 59,00 | 44,31 | 21,20 | 29,45 | 0,56 |

Tabela 7 – Relação entre vários dados e as diversas aquisições de fluxo com 2D PC

Depois de uma aquisição com sequência cine 2D PC, o próximo é avaliação dos dados com o software de análise de fluxo. O software de processamento permitiu-nos analisar vasos individuais para determinar a taxa de fluxo volumétrico (ml/min), velocidade (cm/s) e os respectivos gráficos destes valores ao longo do ciclo cardíaco.

Para a quantificação do fluxo, há dois conceitos que temos de ter em conta, exactidão e precisão: **Exactidão** – refere-se o quão próximo estão as medições dos valores analisado em relação aos valores esperados. **Precisão** – é a extensão de todo um grupo de medições que são concordantes com a sua média.

A exactidão e precisão das medições e análises do fluxo dependem da qualidade da imagem adquirida em PC. Determinados parâmetros podem melhor ou piorar a qualidade da aquisição para análise do fluxo. Para a maioria das avaliações vasculares o fluxo na cabeça e no pescoço é a mais útil das medições. É importante perceber algumas das potenciais falhas no processamento dos dados de fluxo. Quando se está a analisar imagens PC há parâmetros que podem afectar a exactidão e precisão. Em todas as aquisições de fluxo há alguma margem de erro, mas para tal não ocorrer é preciso compreender os factores que contribuem para o erro e interpretar os resultados das medições.

O processamento da análise da imagem de fluxo pode também ser uma das fontes de erro, independente das aquisições. Para minimizar esses erros, utilizaram-se programas e ferramentas que primam por um correcto processamento e tratamento de dados.

6.5 Softwares utilizados

Osirix®

OsiriX® é um software de processamento de imagem dedicado às imagens DICOM desenvolvido para o equipamento da imagem clínica (IRM, TC, PET-CT, SPECT-CT, ultra-sons,). OsiriX® é projectado especificamente para a visualização e navegação das imagens multidimensionais: 2D e 3D. As 3D oferecem todas as modalidades modernas da renderização de imagem: renderização de superfície, do volume, Reconstrução Multiplanar e Projecção Máxima de Intensidade (MIP).^[30]

OsiriX® é, no fundo, um software de processamento de imagem para a investigação. No nosso caso, efectuou-se a medição dos ângulos entre o vaso e os planos imagens 2D PC com os planos coronal e sagital, e o fluxo adquirido pela Cine 2D PC. Confia-se na excelente resolução de Cine 2D PC para efectuar as medições. E com as 3D permite uma rápida localização vascular e alcançar correlações entre exames vasculares de elevada qualidade anatómica. Aplicou-se a sequência MIP às imagens angiográficas com TOF 3D.^[30]

Report Card™

Todas as imagens foram analisadas com o *software* ReportCARD™, obtendo como resultados o sentido e direcções de fluxo, a área e outras informações como velocidade.^[31] Apresentam-se todos os parâmetros do campo magnético, pois têm um grande efeito nos resultados finais. Consequentemente, compensaram-se os erros inerentes aos desvios de fase para fornecer medidas precisas do fluxo para o diagnóstico clínico. Estes erros podem sobrestimar ou subestimar o fluxo.^[31] O gráfico do fluxo desenha-se automaticamente com a definição de ROI para todas as fases do ciclo cardíaco na aquisição. ReportCARD™ verifica se para ver se há variações da posição e da velocidade do spin no plano de corte. As medições são adquiridas a partir de linha referência (*base line*). Um ROI é desenhado em redor dos contornos do lúmen com a função *FUNCTool*. A análise de fluxo através da velocidade de spins possibilita informação sobre a direcção do fluxo. É gerado uma curva de fluxo sob a forma de um gráfico e, posteriormente, calculada a velocidade máxima (cm/s) a partir do fluxo. Para obter estes valores, ReportCARD™ ajusta automaticamente resultados finais e compensa erros de susceptibilidade magnética causados pelas correntes de *Eddy*.^[31]

6.6 Aplicações Clínicas do Modelo

Este modelo geométrico pode ser aplicado em vários problemas clínicos. Através desta demonstração matemática, de medição de ângulos entre vasos e planos, verificamos a hipótese de correção de fluxo e velocidade com apenas um único plano de aquisição ortogonal ao vaso.

Em relação às MAV's podemos distinguir artérias nutrientes de veias de drenagem e do nidus. Também verificar separação de fluxo em bifurcações, estenoses ou aneurismas, detectar hemorragias intracranianas e realizar prognósticos de doenças vasculares através da sua angioarquitectura craniana. O modelo confere a possibilidade para medir fluxo em vasos tortuosos e ramificados e identificar trombos. Ou seja, pode ser aplicado com sucesso em imagens de pacientes com diferentes complicações com fluxo patológico.

7. Apresentação de resultados

Neste capítulo, serão apresentados os resultados relativos às imagens de RM, e em especial às imagens de ARM, como a 2D PC e TOF, realizados ao cérebro. As referidas imagens foram fundamentais para a visualização das estruturas vasculares cerebrais e para a análise do fluxo sanguíneo com diferentes angulações do plano de aquisição. Apresentam-se gráficos e tabelas referentes ao fluxo e à velocidade sem e com correcção angular. Aplicou-se, deste modo, a equação geométrica que corrige a velocidade do fluxo sanguíneo e confere a validade do modelo apresentado. Primeiramente apresentamos imagens RM obtidas nos vasos cerebrais. Uma série de planos de aquisição oblíquos foram realizados e observados nas projecções coronal e sagital.

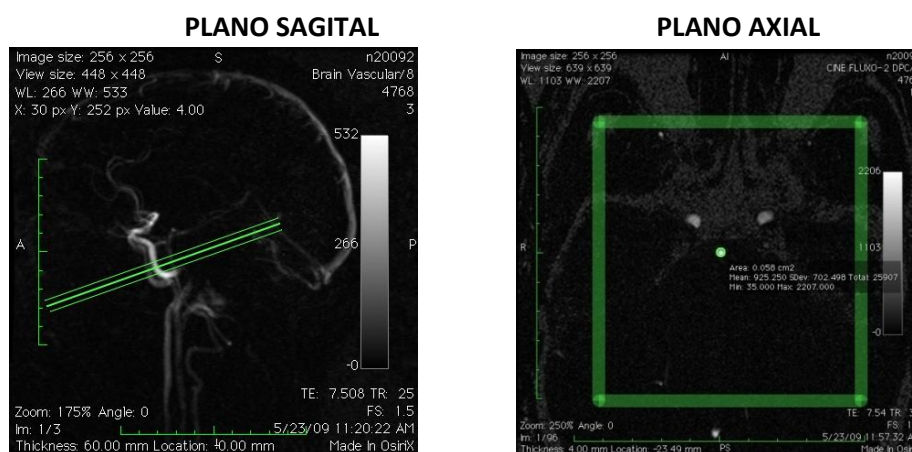


Figura 7.1 – Planos sagital e axial dos vasos intracranianos com a sequência 2D PC

Com a sequência de Cine 2D PC no plano sagital - à esquerda - com plano de aquisição oblíquo (verde) – à direita, para se medir quantitativamente o fluxo através da sequência 2D Cine PC.

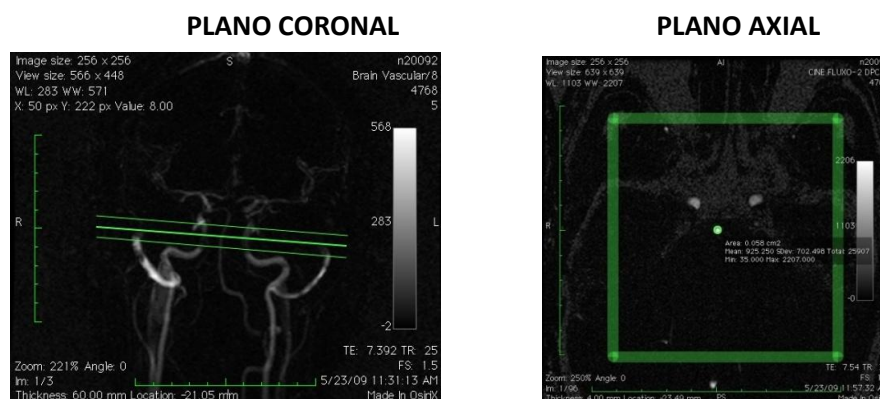


Figura 7.2 - Plano coronal e axial dos vasos intracranianos com a sequência 2D PC

Imagem da sequência de 2D PC no plano coronal - à esquerda - com plano de aquisição oblíquo (verde) – à direita - para se medir quantitativamente o fluxo através da sequência Cine 2D PC. No próximo caso, trata-se de Imagens da sequência 3D TOF com a reconstrução de imagens 3D (MIP) na imagem da direita, realizadas no Osirix®, para visualização das artérias cerebrais.



Figura 7.3 – Imagem tridimensional dos vasos intracranianos com sequência TOF 3D

Abaixo apresentam-se imagens da sequência *Fast Spoiled Gradient Recalled* (FSPGR) que possibilita uma excelente análise e visualização da substância branca e cinzenta do cérebro.

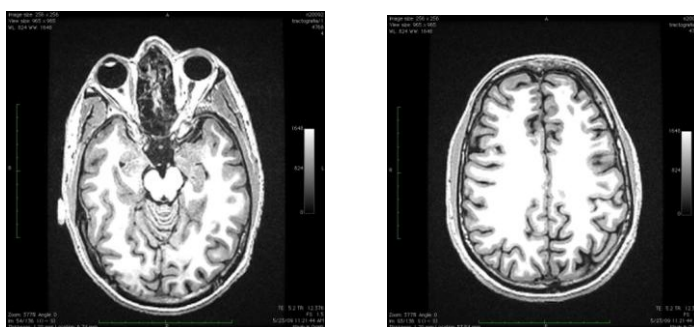


Figura 7.4 – Imagem anatómica da constituição craniana com sequência FSPGR

Nestes três exemplos seguintes, são apresentadas imagens anatómicas com a sequência *Fast Gradient Recalled Echo* (FGRE) T2* para os planos axial, sagital e coronal, respectivamente.

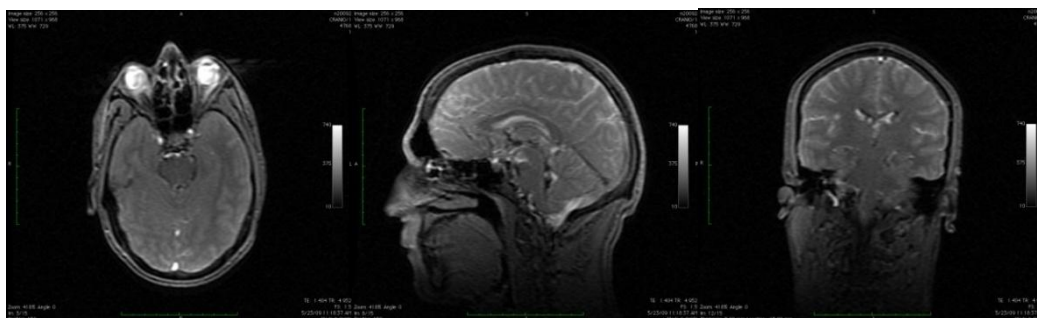


Figura 7.5 – Imagem anatómica da constituição craniana com sequência FGRE T2*

Apresentam-se agora imagens da medição dos ângulos entre a artéria basilar e os planos oblíquo e axial, com o *software* Osirix, para se determinar o ângulo principal e, posteriormente, correlacioná-los com as velocidades.

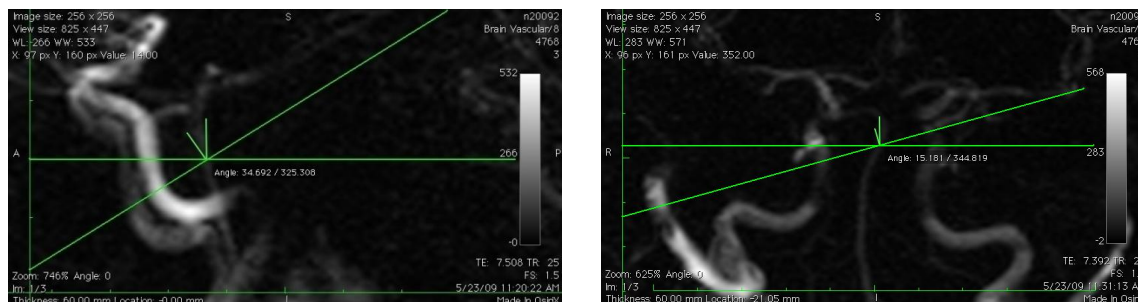


Figura 7.6 – Medições efectuadas no Osirix® para determinar ângulos

Num plano teórico, verifica-se um decréscimo da velocidade à medida que o nível de obliquidade do plano de aquisição aumenta em relação ao vaso (Tabela 8). Aplicada a correcção geométrica conseguimos medir e comprovar semelhante velocidade para as várias medições e vários ângulos entre os planos e o vaso de estudo. Facto de que, na teoria, comprova a validade do modelo.

Verificou-se teoricamente a correlação das imagens 2D PC dos vasos, nas projecções coronal e sagital, com a sequência Cine 2D PC. Os gráficos seguintes comprovam a dependência dos ângulos que o plano de aquisição perfaz com o vaso e a velocidade máxima nesse mesmo vaso. Ou seja, à medida que a inclinação do plano de aquisição oblíquo à artéria basilar aumenta, a sua velocidade máxima diminui (Gráfico 2).

| θ_1 (°) | θ_2 (°) | Velocidade máxima (cm/s) | Velocidade máxima corrigida (cm/s) |
|----------------|----------------|--------------------------|------------------------------------|
| 0 | 0 | 42,10 | 42,10 |
| 5 | 5 | 41,80 | 42,12 |
| 10 | 10 | 40,90 | 42,17 |
| 15 | 15 | 39,30 | 42,12 |
| 20 | 20 | 37,20 | 42,13 |
| 25 | 25 | 34,60 | 42,12 |
| 30 | 30 | 31,60 | 42,13 |
| 35 | 35 | 28,30 | 42,18 |
| 40 | 40 | 24,70 | 42,09 |
| 45 | 45 | 21,00 | 42,00 |
| 50 | 50 | 17,40 | 42,11 |

Tabela 8 – Os ângulos hipotéticos θ_1 e θ_2 entre o vaso e os planos de aquisição, com as respectivas correcções da velocidade, a partir de velocidades teoricamente esperadas

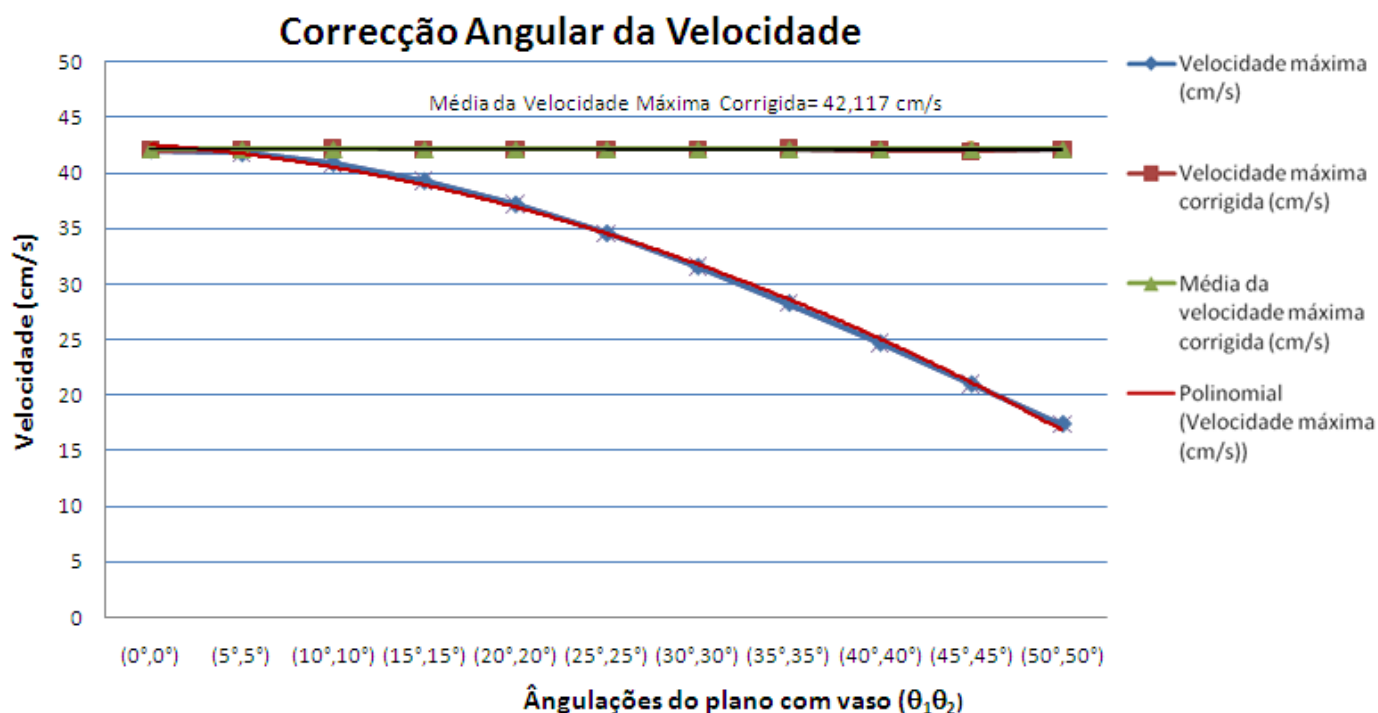


Gráfico 2 – Curvas de tendência da velocidade máxima e da velocidade máxima corrigida (teórica)

Num plano prático, continuamos a conseguir corrigir a velocidade máxima na artéria basilar para diferentes ângulações dos planos de aquisição realizados (Tabela 9). Que se comprova também no gráfico 3, onde é obtida uma média da velocidade máxima de 43,53 cm/s, muito próxima do valor obtido para medição com um plano ortogonal ao vaso. A azul apresentam-se velocidades máximas verificadas e a vermelho velocidades máximas corrigidas.

| | θ_1 (°) | θ_2 (°) | Velocidade máxima (cm/s) | Velocidade máxima corrigida (cm/s) |
|----|----------------|----------------|--------------------------|------------------------------------|
| #1 | 17,18 | 5,18 | 42,10 | 44,25 |
| #2 | 21,64 | 19,96 | 39,90 | 45,69 |
| #3 | 23,48 | 15,64 | 38,00 | 43,03 |
| #4 | 28,17 | 16,12 | 37,70 | 44,31 |
| #5 | 27,94 | 15,61 | 34,20 | 40,40 |

Tabela 9 – Os ângulos principais e as respectivas correcções de velocidade, a partir das velocidades máximas medidas, para as várias medições de planos de aquisição diferentes

Correcção Angular da Velocidade Máxima na Artéria Basilar

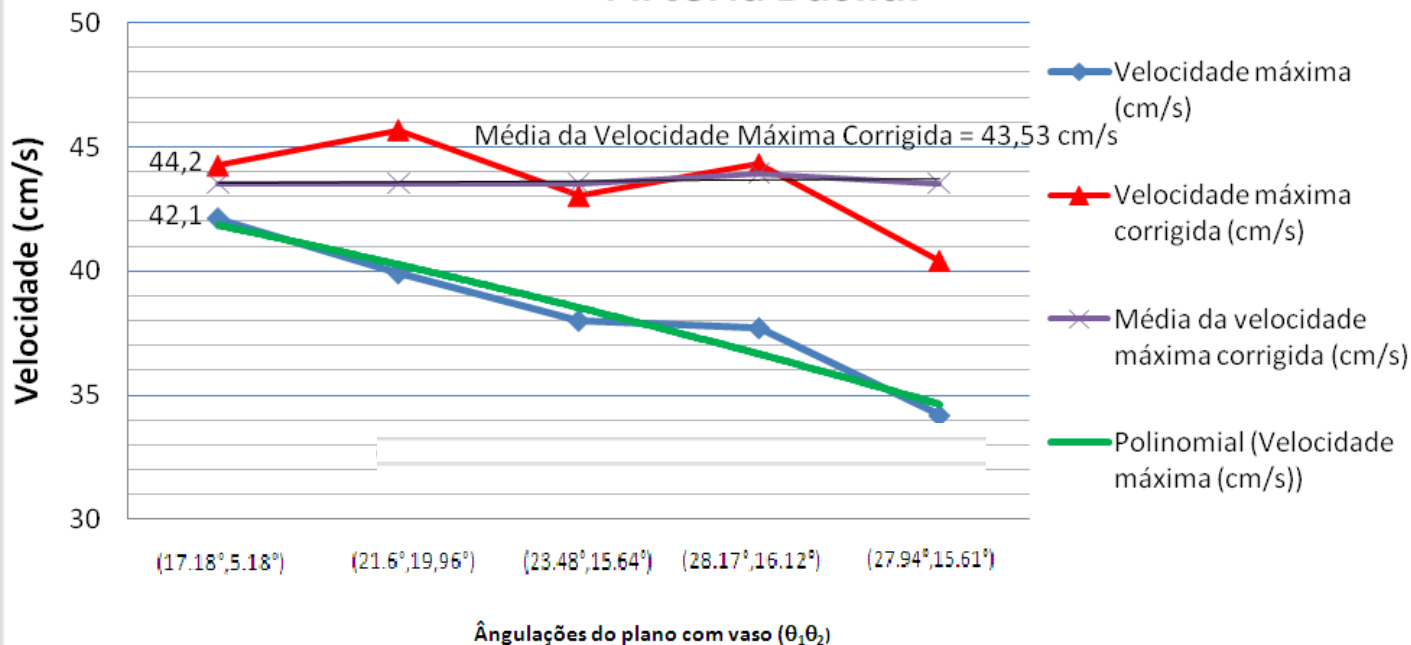
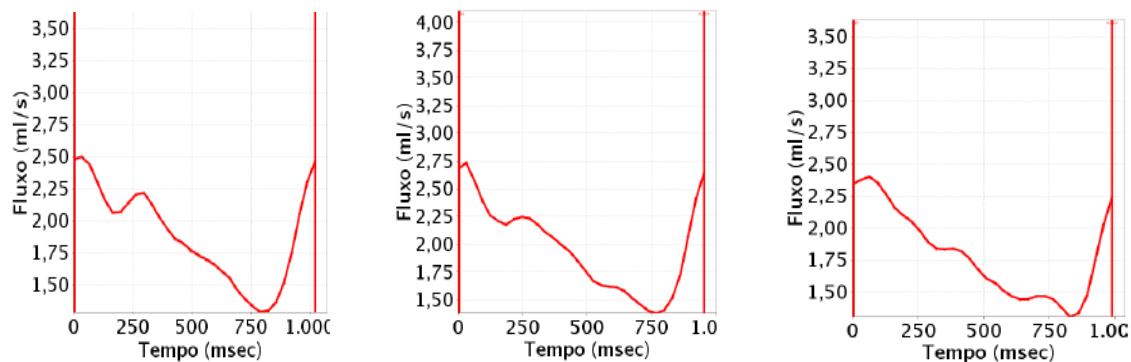


Gráfico 3 – Curvas de tendência da velocidade máxima e da velocidade máxima corrigida em função das ângulações do vaso com o plano de aquisição e axial

Os gráficos seguintes apresentam o fluxo em função do tempo na artéria basilar para 5 diferentes planos de aquisição. Os quais não apresentam variações significativas porque independentemente das angulações do plano de aquisição o fluxo sanguíneo mantém-se inalterado. Ou seja, a quantidade de sangue por segundo que flui naquela região vaso varia de forma semelhante, para as várias medições. Outra razão é a sensibilidade da sequência PC para a velocidade dos spins que se movem.



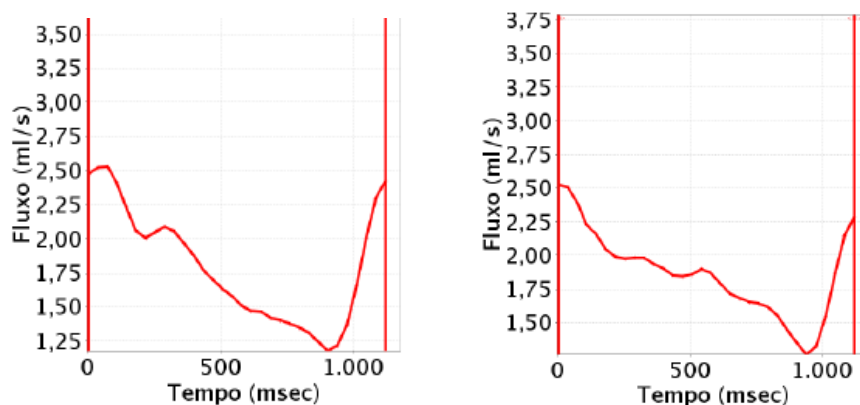


Gráfico 4 – Caudais volumétricos para as diferentes planos de aquisição

Neste gráfico estão representados os diferentes valores de fluxo, para as diferentes medições com planos de aquisição distintos. Verifica-se que o fluxo médio mantém-se aproximadamente constante. (Gráfico 5).

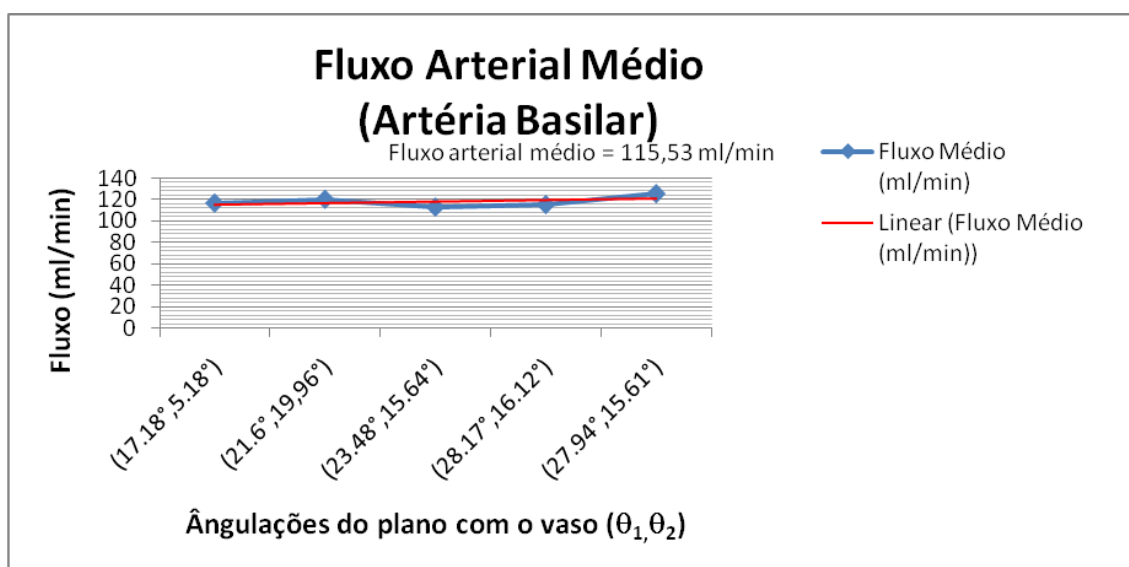


Gráfico 5 – Fluxo arterial médio para as diferentes medições de fluxo sanguíneo

No gráfico 6 faz-se a previsão de outros valores adquiridos baseados numa linha de tendência. Desta forma pode comprovar a validade do modelo geométrico e uma efectiva correcção de velocidades sobrestimadas e subestimadas em relação à obliquidade do plano de aquisição.

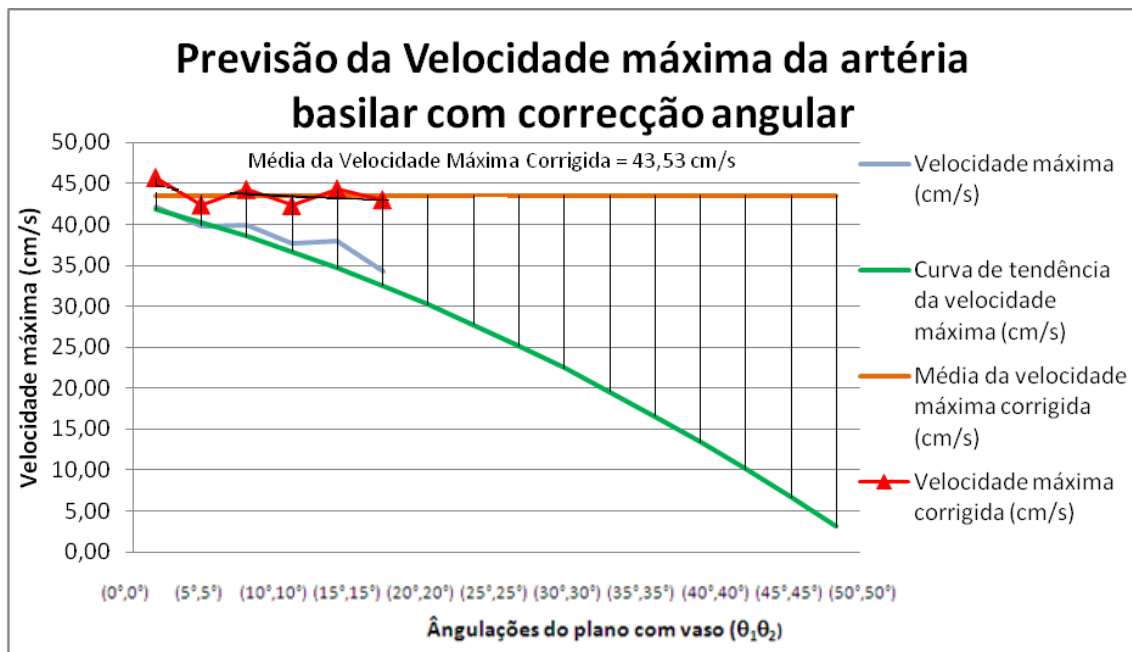


Gráfico 6 – Previsão da velocidade máxima do fluxo sanguíneo em função das angulações do plano com o vaso em estudo

8. Discussão de Resultados

Numa perspectiva geral, os resultados obtidos através do modelo geométrico com imagens de ARM, são altamente satisfatórios. Sendo por isso uma forte aposta para novos desenvolvimentos no que tem sido o futuro da ARM e, em concreto, numa medição mais fiável do fluxo sanguíneo. Futuras investigações podem-no tornar um importante factor na medição de fluxo sanguíneo em zonas patológicas com anormalidades vasculares.

Destacamos, primeiramente, o processamento de imagem angiográfica com os parâmetros adequados que nos permitiu obter o melhor contraste entre as estruturas vasculares e o tecido adjacente. Só desta forma se conseguiu uma medição correcta dos ângulos dos planos de aquisição com a artéria basilar.

Ou seja, o conjunto de parâmetros de pré e pós-processamento da imagem ARM exerceram uma significativa influência sobre os resultados finais. Através do *gating*, com sequência Cine 2D PC, permitiu-nos obter medições de fluxo sanguíneo em determinado intervalo de tempo do ciclo cardíaco, evitando incorrecções e artefactos de movimento. A velocidade calculada através das medições, permitiu aceder à pulsatilidade e a variações do fluxo durante o ciclo cardíaco.

Relativamente às outras sequências utilizadas, conseguiram proporcionar várias perspectivas de visualização da estrutura vascular (TOF 3D), da substância branca e cinzenta (FSPGR) entre outras especificidades (FGRE T2*). Algumas destas sequências vasculares de RM complementam e melhoraram a aplicação de exames de análise de fluxo. Pois, devido à elevada resolução, permitem uma rápida localização dos vasos para a sequência Cine 2D PC.

A *Phase Contrast*, para além de obter bons resultados de quantificação de fluxo, também localiza a direcção e o sentido do fluxo. Para um pixel específico a diferença de fase do spin entre duas aquisições é directamente proporcional à velocidade do spin ao longo do eixo referente à codificação do fluxo. Infelizmente, variações de fase indesejadas podem ocorrer devido às correntes *eddy* e campos magnético não-homogéneos.

Phase Contrast tem a capacidade de medir o fluxo sanguíneo a partir de um plano de aquisição, com codificação de fluxo perpendicular ao vaso de interesse. A direcção da codificação de fluxo seleccionado foi a Superior/Inferior (S/I) para um plano axial através da artéria basilar.

Deduziu-se uma equação geométrica para ser aplicada com os valores de velocidade obtidos. Restava saber se era possível, através dos ângulos que os planos de aquisição fazem com a artéria basilar, corrigir a velocidade subestimada devido à angulação do plano de aquisição e obter assim uma velocidade concordante e aproximadamente igual para todas as medições.

Os resultados obtidos da equação foram inicialmente obtidos a partir de ângulos teóricos. Com um conjunto de ângulos hipotéticos do plano de aquisição, entre 0° e 45°, verificaram-se resultados consistentes e prometedores. À medida que a angulação do plano de aquisição aumentava, a velocidade decrescia, e a aplicação da equação matemática de correção permitiu-nos obter uma correção da velocidade, de valor aproximadamente idêntico para as várias medições de fluxo. Foram, por essa razão satisfatórios, estes resultados provisórios.

Na etapa seguinte, determinámos se o modelo era aplicável a velocidades obtidas através da sequência de Cine 2D PC com medição de ângulos entre os planos de aquisição e a artéria basilar. Embora a medição dos ângulos tenha uma margem de erro considerável, por ser medida manualmente, esta depende da perícia cada utilizador na utilização do software. Quanto à medição de fluxo no Report Card™, esta apresenta algumas incertezas nos resultados devido à oscilação da região do lúmen do vaso causado pela pulsatilidade do vaso. De salientar que possíveis incorreções matemáticas e erros significativos surgiram devido à necessidade de se recorrer a duas correções angulares. A primeira referente ao vector velocidade e o vector axial do plano de aquisição e a segunda referente ao vector axial do plano de aquisição e o vector axial do plano transversal. Não obstante, foi comprovado uma correlação entre os ângulos e a velocidade medida na artéria basilar. Ou seja, foram atingidos resultados que se mantiveram coerentes com o esperado.

Os valores da velocidade máxima para os vários planos de aquisição, entre 34,20cm/s e 42,10 cm/s, e uma média da velocidade máxima de 38,15 cm/s. Se o fluxo, neste caso, se mantém semelhante, durante os vários planos de aquisição, a velocidade sofre um decréscimo gradual. Registou-se um fluxo médio de 115,53 ml/min, relativamente inferior ao fluxo médio observado noutro estudo de 167,10 ml/min^[19], que se pode dever à idade e ao estado de saúde de ambos pacientes do estudo, entre outros factores que influenciam o fluxo sanguíneo. Com as diferentes medições dos ângulos aplicou-se o modelo às velocidades também medidas.

Quaisquer discrepâncias que surjam podem dever-se a efeitos de volume parcial, devido à angulação dos planos de aquisição que, a partir de certos valores ($> 45^\circ$) torna-se incapaz e deturpa os valores da medição de fluxo devido à distorção do lúmen. Registaram-se velocidades máximas, para os vários planos de aquisição, entre 40,40 cm/s e 45,69 cm/s, e uma média da velocidade máxima corrigida de 43,05 cm/s. Valores estes aceitáveis e dentro do esperado para a artéria basilar intracraniana e concordantes com o esperado para a correção angular da velocidade, relativamente inferiores comparados com as velocidades obtidas noutros estudos anteriores da média velocidade máxima de 54,80 cm/s.^[19]

Em suma, este modelo tem por base possibilita uma melhor análise ao fluxo sanguíneo com PC de ARM. Ou seja, otimizar a medição de fluxo, com apenas um único plano de aquisição nas regiões vasculares de interesse. O nosso estudo peca, no entanto, pela escassez de dados analisados que possibilitariam resultados mais consistentes.

Seria interessante proceder a um maior número de análises de fluxo com igual número de planos de aquisição para que pudesse reforçar a validade do modelo geométrico apresentado. Foram detectados, ao longo deste estudo, algumas limitações que deverão estar na base de futuras investigações realizadas na área da imagiologia vascular. Se por um lado se verificaram algumas limitações na análise ao fluxo, por outro, o modelo geométrico apresentou-se fiel aos testes efectuados para os dados obtidos e para o objectivo proposto para este projecto.

Os estudos efectuados concluíram que a equação geométrica representa um modelo flexível e coerente na correção da velocidade na medição de fluxo em diferentes vasos com um único plano de aquisição. Anteriores pesquisas demonstraram a importância do diagnóstico vascular a MAV's. Para este efeito, o modelo geométrico poderá ser aplicável na detecção de fluxo patológico nas artérias nutrientes das MAV's.

9. Conclusão

Este projecto está inserido num contexto de investigação científica, na área de Engenharia Biomédica. Um projecto pensado e elaborado para pesquisar problemas, planificar soluções e interpretar resultados, no intuito de melhorar acontecimentos. De forma a garantir uma importante contribuição para a angiografia, procedeu-se a uma estratégia de planificação de etapas que permitisse medir, analisar, verificar e corrigir os dados referentes ao fluxo detectado nos vasos intracranianos para uma optimização de resultados.

Para a concretização deste objectivo, tivemos por base uma série de sequências e programas que se complementam. Umas para a aquisição de dados (*Phase Contrast*), medições de fluxo (Report Card), interpretação das imagens (Osirix) e análise de resultados (Microsoft Office Excel). Com a *Phase Contrast* adquirem-se exames que realçam os vasos sanguíneos, em detrimento do tecido adjacente e produzem imagens bidimensionais e tridimensionais que descrevem a estrutura vascular, com nosso particular destaque, a vascularização encefálica. Adicionalmente, esta sequência também oferece a possibilidade de se medir o fluxo e velocidade de qualquer vaso seleccionado, quantificando os spins móveis na região do lúmen através de planos de aquisição ortogonais ao longo de um ciclo cardíaco. E é na optimização desta medição que este projecto tem por base. Razão pela qual se estudou os vasos sanguíneos, como a artéria basilar. Através de vários planos de aquisição axiais e oblíquos ao lúmen da artéria basilar.

Posteriormente, prosseguiu-se à recolha de valores de velocidade na zona do vaso seleccionado. Medição esta que pode ser extremamente importante no diagnóstico de MAV's. Os resultados obtidos a partir dos exames permitiram compreender a influência da variação angular dos planos de aquisição que tem sobre a medição da velocidade. A partir da análise dos resultados finais foi possível deduzir o método matemático para a correcção angular, baseado na angulação do plano de aquisição e no vector de velocidade no vaso que permite uma determinação mais precisa da velocidade.

Foi com base nesses resultados que confirmámos a importância da medição do fluxo sanguíneo e a sua correlação entre a angulação dos planos de aquisição e a velocidade medida nos vasos. O modelo apresentado terá especial importância num futuro desenvolvimento nesta medição de fluxo nas artérias nutrientes e veias de drenagem das MAV's.

Para fins clínicos, este novo desenvolvimento pode ser implementado num software que estude imagens de ARM. Para que se meça, de maneira mais precisa e célere o fluxo arterial ou venoso nos vasos através da sequência de *Phase Contrast*. Salienta-se o facto de que esta conclusão é fruto de uma análise cuidada de vários exames e cálculos significativos para a reflexão e discussão assertiva dos resultados desta tese.

Dos objectivos propostos listamos os que foram estudados e cumpridos para a realização deste estudo:

- Estudo-se e compreendeu-se a importância do estudo da anatomia e fisiologia das artérias e veias do sistema vascular circulatório;
- Assimilou-se os conceitos hemodinâmicos e princípios físicos necessários a este estudo;
- Interpretou-se exames de ARM ao crânio, com base nos conhecimentos adquiridos;
- Mediu-se o fluxo sanguíneo na artéria basilar;
- Analisou-se os resultados que permitiram a dedução da equação matemática para o objectivo principal desta tese;
- Ponderaram-se e discutiram-se dados e resultados, os quais foram determinantes para a validação do modelo geométrico;
- Debateu-se sobre limitações e vantagens do modelo, com base numa perspectiva futura de uso do modelo para as MAV's;

Contudo, ficaram em aberto alguns pontos que podem ser debatidos no futuro. Destacamos aqueles que são fulcrais para continuação deste projecto:

- Implementação do modelo geométrico num software de análise ao fluxo sanguíneo;
- Demonstração de modelo geométrico em fluxo patológico, como no caso de MAV's;

Bibliografia

1. **William Stewart Hoar, David J. Randall, Anthony Peter Farrell** *The Cardiovascular System* Academic Press, 1992
2. **Johannes Sobotta, Jochen Staubesand, Helmut Ferner, Walther J. Hild** *Sobotta Atlas of Human Anatomy: Head, neck, upper extremities*; 1983
3. **R. Al-Shahi, C. Warlow** *A Systematic Review of the Frequency and prognosis of Arteriovenous Malformations of Brain*, 124, 1900-1926, 2001
4. **John R. Warren** *Essentials of General Pathology*; 1987
5. **P. J. Vinken, G. W. Bruyn, James F. Toole, Harold L. Klawans** *Vascular Diseases* Volume 3; 1989
6. **Renan Uflacker** *Atlas of Vascular Anatomy: An Angiographic Approach* Lippincott Williams & Wilkins; Second Edition; September 2006
7. **Jonathan D. Kibble, Colby R. Halsey** *Medical Physiology: The Big Picture* 2007
8. **J. J. Pedroso de Lima** *Biofísica Médica*, Universidade de Coimbra, IV – 513-514; 2003
9. **Johannes Sobotta** *Sobotta Atlas of Human Anatomy: Blood Vessels, Nervous System*; 1954
10. **George J. Hademenos, Tarik F. Massoud** *The physics of cerebrovascular diseases: biophysical mechanisms of Development, Diagnosis and Therapy*; 1998
11. **White, Frank M.** *Fluid Mechanics*, McGraw-Hill, Inc, 1986
12. **Linda S. Costanzo** *Physiology: Hemodynamics* 2006
13. **A. Vieira Santos, Paulo Saraiva, Augusto Goulão** *Novas Modalidades Diagnósticas na Investigação da doença cerebrovascular*; Neuroradiologia Acta Med Port 2006 19: 471-476
14. **João Martins Pisco** *Imagiologia Básica: Texto e Atlas*; LIDEL; Setembro 2003
15. **Ingolf P. Arlart, Georg M. Bongartz, Guy Marchal** *Magnetic Resonance Angiography* 2002
16. **Charles P. Slichter** *Principles of Magnetic Resonance* 1990
17. **J. C. Tamraz, C. Outin, M. Forjaz Secca, B. Soussi** *MRI Principles of The Head, Skull Base and Spin: A Clinical Approach*; Springer-Verlag; 2002
18. **Jean Pope** *Medical Physics Imaging*; Heinemann Advanced Science, 1998
19. **Gerhard H. Mostbeck, Gary Caputo, Charles Higgins** *MR Measurement of Blood Flow in Cardiovascular System*; American Roentgen Ray Society AJR 159:453-461 1992
20. **G. Pike, B. Hu, G. Glover, D. Enzmann** *Magnetization Transfer Time-of-Flight Magnetic Resonance Angiography*; Magn Reson Med 25(2):372-379, 1992
21. **Joachim Lotz, Christian Meier, Andreas Leppert, Michael Galanski** *Cardiovascular Flow Measurement with Phase Contrast MR Imaging: Basic Facts and Implementation*; RadioGraphics 22:651-671 2002
22. **Bakker C. , Hooijgeveen R. , Viergever M. , Construction of protocol for measuring blood flow by two-dimensional Phase-Contrast MRA; J. Magn Reson Imaging; 9:119:127 1999**

23. **Buonocore M. H.** *Blood Flow Measurement using Variable Velocity Encoding in the RR interval;* Magn Reson Med 28:790-795 1993
24. **J. Pernicone, J. Siebert, E. Potchen, e al.,** *Thre-dimensional Phase Contrast MR Angiography in the Head and Neck;* AJNR 11:457:466 May/june 1990
25. **Burkart D. , Felmlee J. , Johnson C. , et al** *Cine Phase Contrast MR flow measurements: improved precision using an automated method of vessel detection* J Comput Assist Tomogr 18: 459-475; 1994
26. **Markl M. , Bammer R. , Alley M. , Elkins M. , et al,** *Generalized Reconstruction of Phase Contrast MRI: Analysis and Correction of the effect of Gradient Field Distortion;* Magn Reson Med 50:791-801; 2003
27. **Hamilton C. , Moran P. , Santiago P. , et al,** *Effects of intravoxel velocity distributions on the accuracy of the phase-mapping method in Phase Contrast MR Angiography;* J Magn Reson Imaging 17;65; 1994
28. **Goldstein, H.** "The Euler Angles" and "Euler Angles in Alternate Conventions." §4-4 and Appendix B in *Classical Mechanics, 2nd ed.* Addison-Wesley, pp. 143-148 and 606-610, 198
29. **Varshalovich, D. A.; Moskalev, A. N.; and Khersonskii, V. K.** "Description of Rotation in Terms of the Euler Angles." §1.4.1 in *Quantum Theory of Angular Momentum.* Singapore: World Scientific, pp. 21-23, 1988
30. **Tan R. , Mohiaddin R.** *Cardiovascular applications of magnetic resonance angiography flow measurement.* Rays 26:71-91; 2001 frames. J Magn Reson Imaging 6:733-742; 1996
31. **Peter Gatehouse, Jennifer Keegan, Lindsey Crowe,** *Applications of Phase-Contrast Flow and Velocity Imaging in Cardiovascular MRI ;* Springer-Verlag Eur Radiol; 15:2172-2184 2005
32. **John Grinstead, Shantanu Sinha, Satoshi Tateshima, Yih-Lin Nien, Fernando Vinuela** *Visualization and Quantification of Flow and Velocity Fields in Intracranial Arteriovenous Malformations Using Phase Contrast Angiography;* American Roentgen Ray Society ARJ:186 ; February 2006